

The corner mirror 118 is provided with a uniaxial slider 121 and drastically changes the optical path length by altering the distance between the collimator lens 131, lens 132 and the corner mirror 118.

[0088]

Light entering the lens 132 enters the single mode fiber 113, and the light emitted by the single mode fiber 1337 enters the grating 123 via the lens 134. The light divided by the grating 123 enters the galvanometer mirror 125 via the lens 124. The light reflected on the galvanometer mirror 125 passes along the opposite optical path and enters the second single mode fiber 115.

The optical delay time may be altered by scanning the galvanometer mirror 125. Other structure is the same as that of the first embodiment.

[0089]

Fig. 12 (A) shows the image obtained by the optical imaging apparatus in accordance with this embodiment.

The annular reflected image 123 on the periphery of the sheath and the image 124 of the living tissue are obtained, centering around the center 122 of the monitored image 121. The monitor center 122 corresponds to the rotation center of the optical probe 8.

[0090]

Fig. 12 (B) shows the image with the monitor center 122 misaligned with the rotation center of the optical probe 8.

This situation occurs when the assumed optical path length between the fourth single mode fiber 10 and the lens unit 39 differs from the actual length.

[0091]

The diameter of the reflected image 123 on the periphery of the sheath increases, and the image 124 of the living tissue also expands, thus hindering accurate diagnosis. Precise optical path length should be calculated.

[0092]

Figs. 13 through 16 shows a method for calculating precise optical path length.

Signals as shown in Fig. 13 may be obtained by obtaining reflection intensity while changing the optical path length with the optical path length changing means shown in Figs. 9 and 10. The axis of abscissas represents the optical path length (distance), while the axis of ordinates represents the reflection intensity.

Reference numeral 127 is the reflection peak corresponding to the fiber end, 128 is the incident end of the GRIN lens 53, 129 is the incident end of the Faraday rotator 52, 130 is the incident end of the prism 51, 131 is the sheath inner surface, 132 is the sheath outer surface, and 133 is the reflection on the living tissue under measurement. The

interval between the reflection peaks corresponds to the optical path length of the respective optical elements.

[0093]

Fig. 4 shows a method for determining the position of the optical path length serving as the center of the image.

At the step S1, the peak of the reflection intensity and the outgoing end position of the prism are detected.

At the next step S2, pattern matching is conducted for the optical path length at the incident and outgoing faces of the prism and the GRIN lens.

[0094]

At the next step S3, coinciding position is detected to determine the position of the outgoing end of the prism.

At the next step S4, the position of the optical path length serving as the center of the image is determined.

Figs. 15 and 16 show another method for determining the position of the optical path length to be the center of the image.

[0095]

The calibration jig 143 is placed at the tip end of the optical probe 8 as shown in Fig. 15. A coating film 144 having high reflectance is formed on the inner surface of the calibration jig 143.

[0096]

As shown in Fig. 16, at the first step S5, the peak of the reflection intensity and the optical path length corresponding to the peak are detected as in the step S1 of Fig. 14.

At the next step S7, the reflection peak with the maximum intensity is identified as reflection from the calibration jig 143.

[0097]

At the next step S8, the peak just before said peak is identified as reflection from the sheath surface.

At the next step S9, the position of the optical path length serving as the center of the image is determined based on the external diameter of the sheath.

Fig. 17 shows the optical scanning probe 148 conducting horizontal scanning.

The flexible shaft 40, GRIN lens 53, prism 51, and single mode fiber 10 are joined by the retainer member 151. The observation beam 62 and focus 63 are scanned in the right and left directions g by scanning the flexible shaft 40 in the right and left directions f, thus obtaining image in horizontal scanning.

[0098]

Fig. 18 shows the monitored image 152 obtained with the probe of Fig. 17. The monitored image 152 contains the sheath periphery image 123 and the living tissue image 124. The distance h between the upper side of the monitor and the sheath periphery image 123 may be calculated in the similar method shown in Figs. 15 and 16 to obtain the optical path length.

[0099]

Fig. 19 shows the optical scanning probe 158 conducting front side scanning. The optical scanning probe 158 has a single mode fiber 10 disposed in the sheath or the lens frame 161 and emits light via the objective lens 162 attached at the tip-end opening of the lens frame 161 facing the tip end surface.

[0100]

A piezoelectric element 164, for example, may be attached on the tip end 163 of the single mode fiber 10, and the tip end 163 is scanned in the vertical direction j as shown in Fig. 19 by applying drive signals for changing the signal level via a signal line (not shown) to the electrode of the piezoelectric element 164.

[0101]

The observation beam vertically scans the living tissue 11 by scanning the tip end 163 of the single mode fiber 10 using the piezoelectric element 164, thus obtaining image of the living tissue 11.

[0102]

Fig. 20 shows the image obtained with the optical scanning probe 158 of Fig. 19. The sheath periphery image 165 and the image 124 of the living tissue 11 are obtained as the monitored image 52. The distance m between the upper side of the monitor and the sheath periphery image 165 may be calculated in the similar method shown in Figs. 14 and 16 to obtain the optical path length.

[0103]

(Fourth embodiment)

The fourth embodiment in accordance with the present invention is now described below. Figs. 21 and 22 relate to the fourth embodiment of the present invention. Fig. 21 is an explanatory illustration showing the schematic construction of the optical tomography apparatus. Fig. 22 is a structural illustration showing the detailed structure at the tip end of the insertion unit of the optical scanning probe for optical tomography apparatus.

[0104]

As shown in Fig. 21, the optical tomography apparatus 1B of this embodiment

comprises a laser source 171 facing the outgoing end of the second single mode fiber 5 of Fig. 1 for supplying laser beam as a guide light of visible wavelength, and a dichroic mirror 172 for permeating said laser beam, wherein low-coherent light emitted from the outgoing end of the second single mode fiber 5 is reflected by the dichroic mirror 172 and received by a photo diode 12 as an optical detector.

Other structure is same as in the first embodiment shown in Fig. 1, and the description is herein omitted.

[0105]

The optical scanning probe 8 in accordance with this embodiment is shown in Fig. 22 (A). The optical sheath 38 comprises a cylindrical tube 181 and an end cap 182 attached at the tip end of the cylindrical tube 181, and a converging optical system is accommodated at the tip end side in the sheath 38.

[0106]

In other words, as shown in Fig. 22, the optical scanning probe is structured to have a second single mode fiber 10 for guiding low-coherent light and guide light to the tip end of the optical scanning probe 8 and returning the reflection light from the object, a GRIN lens 53 for conversing light comprising low-coherent light and guide light emitted from the tip end of the second single mode fiber 10 to the specified position, a rectangular dichroic mirror 184 for permeating low-coherent light and selectively reflecting the light of wavelength of guide light, a Faraday rotator 52 for rotating the plane of polarization of the low-coherent light, a micro prism 51 for changing the optical path of the low-coherent light by reflection, and a fixing member 185 for optical system for monolithically fixing the GRIN lens 53, dichroic mirror 184, Faraday rotator 52, and micro prism 51.

[0107]

The fixing member 185 for optical system is of cylindrical shape with an opening for conforming to the reflection surface of the guide light on the dichroic mirror 184 and does not interrupt the optical path of the guide light. The GRIN lens 53, second single mode fiber 10, and flexible shaft 40, in which the single mode fiber 10 is inserted, for transmitting rotation force are fixed to the tip-end fixing member 186 for fixing the GRIN lens with its tip end.

[0108]

The action of this embodiment is now described below.

The illumination light from the endoscope light source is guided with the light guide of the endoscope and illuminates the object side through the illumination window provided at the tip end of the insertion unit. The illuminated object is formed as an

image at the solid-state image device by the objective optical system of the observation window, processed by the video processor, and then displayed as an endoscopic image on the display monitor.

[0109]

When displaying tomographic images with low-coherent light, the user monitors the endoscopic images, inserts the optical scanning probe 8 through the forceps opening of the endoscope, and projects the tip end of the optical scanning probe 8 from the opening at the tip end of the endoscope.

[0110]

The low-coherent light from the low-coherent light source 2 is guided to the first single mode fiber 3. The first single mode fiber 3, connected via the optical rotary joint 6 to the second single mode fiber 7, guides the low-coherent light to the tip end of the optical scanning probe 8.

[0111]

An end of the second single mode fiber 5 is disposed to receive guide light from the laser source 171, which emits light at specified wavelength within the visible light range via the dichroic mirror 172. Therefore, the guide light passes through the dichroic mirror 172 and enters the one end of the second single mode fiber 5.

Since the second single mode fiber 5 is optically connected with the first single mode fiber 3 by the optical coupler 4, the fourth single mode fiber 10 inserted through the optical scanning probe 8 guides the guide light synthesized with the low-coherent light as well as the low-coherent light itself.

[0112]

The low-coherent light and the guide light, guided by the fourth single mode fiber 10, are emitted to the side of the opposite GRIN lens 53 as shown in Fig. 22 (A) and converged by the GRIN lens 53. The guide light entering the rectangular dichroic mirror 184 fixed on the tip end of the GRIN lens 53 is emitted from the dielectric multi-layer surface formed to reflect the wavelength range of the guide light in the dichroic mirror 184 with the direction altered by right angle and irradiated on the object.

[0113]

Similarly, the low-coherent light entering the dichroic mirror 184 permeates it and enters the Faraday rotator 52. The low-coherent light permeating the Faraday rotator 52 enters the micro prism 51 fixed at the tip end of the Faraday rotator 52 with its plane of polarization turned by 45 degrees, is totally reflected on the diagonal face of the micro prism 51 to change its direction by 90 degrees, and is emitted in the same

direction as the dichroic mirror 184. The low-coherent light from the micro prism 51 is irradiated on the object.

[0114]

After the low-coherent light and guide light irradiated on the object are reflected on the surface of the object and the internal tissues in the vicinity of the surface with different optical properties and scattered within the tissues, a part thereof is fed via an optical path opposite to that in irradiation to the tip-end surface of the fourth single mode fiber 10 and to the rear-end side.

[0115]

The light is fed via the optical rotary joint 6 to the tip-end surface of the first single mode fiber 3, and a part thereof is branched to the second single mode fiber 5 by the optical coupler 4 located in the middle of the first single mode fiber 3.

The reflection light of the low-coherent light is mixed with the light reflected on the galvanometer mirror 19.

[0116]

The light from the rear end of the second single mode fiber 5 only permeates the guide light with the dichroic mirror 172 and reflects other light components to feed them to the optical detector 12'.

The light entering the optical detector 12' is photoelectrically converted to electric signals. Only the coherent light element of the electric signals is extracted, detected, converted to digital signals, and entered to the computer 25.

[0117]

The computer 25 obtains tomographic image data in the depth direction of the object by altering the optical path length with the variable mechanism 14 for the optical path length, and also obtains tomographic image data for a frame by controlling the rotation drive unit 13 to rotate a motor (not shown) provided in the optical rotary joint 6 at constant speed.

[0118]

The computer 25 stores sequentially-obtained tomographic image data in its internal image memory to read out the data at specified cycle and display the tomographic image on the monitor 26.

[0119]

The operator judges the position of the tomographic image under observation based on the irradiation position of the guide light appearing on the endoscopic image and moves the optical scanning probe 8 to the desired position to obtain tomographic images as required.

[0120]

Although the guide light and the irradiation position of the low-coherent light on the object slightly differ, the difference is in the order of several millimeters and has no influence on positioning of the optical scanning probe 8.

As shown in Fig. 22 (B), the guide light may be adjusted to the irradiation position of the low-coherent light by altering the angle of the dielectric multi-layer surface from 45 degrees and employing a rectangular dichroic mirror 186 with the reflection angle of over 90 degrees.

[0121]

Although this embodiment employs rectangular dichroic mirrors 184 and 186, the shape of the dichroic mirrors 184 and 186 are not limited to rectangle.

[0122]

Thus, since in this embodiment, the guide light alone is reflected on the object before the guide light enters the Faraday rotator 52, and the guide light may be irradiated on the object, the user obtains required tomographic images by scanning the optical scanning probe 8 at desired position while observing the endoscopic images.

It should be noted that any embodiment constructed by combination of parts of the hereinbefore mentioned embodiments is covered by the present invention.

[0123]

[Appendix]

1. An optical scanning probe unit for optical imaging instruments, which forms tomographic images of an object by irradiating low-coherent light on the object and collecting data of light scattered from the object comprising:

a sheath comprising a resin tube having flexibility throughout most of the length and having its tip end formed of material with high light permeability, and optical emitter and receiver provided inside said tip end formed of material with high light permeability for emitting the light toward the sheath inside, irradiating the permeated light on the object located outside the sheath, and receiving the light reflected, scattered, or excited from the object via the sheath, wherein at least the part provided with said optical emitter and receiver on the sheath is replaceable.

[0124]

1-1. In Appendix 1, the tip end of the sheath is closed.

1-2. In Appendix 1, the optical scanning probe unit is insertable through the forceps channel of the endoscope.

1-3. In Appendix 1, an elastic water-tight seal is provided at the joint with the sheath

and the optical probe unit body.

[0125]

(Object of Appendix 1) To provide means for materializing observation using the same probe even when the inner surface of the outer sheath is damaged.

(Object of Appendix 1-3) To prevent liquid from entering from outside and from leaking to outside even after sheath replacement.

(Action of Appendix 1) When the inner surface of the outer sheath is damaged, the sheath alone may be replaced to continue the observation by making at least the irradiation and observation light permeable part of the outer sheath replaceable.

(Action of Appendix 1-3) A water-tight seal is provided at attachment/detachment part of the sheath to prevent liquid from entering from outside and from leaking to outside.

[0126]

2. An optical scanning probe unit for optical imaging instruments, which forms tomographic images of an object by irradiating low-coherent light on the object and collecting data of light scattered from the object comprising:

a sheath comprising a resin tube having flexibility throughout most of the length and having its tip end formed of material with high light permeability,

optical emitter and receiver provided inside said tip end formed of material with high light permeability for emitting the light toward the sheath inside, irradiating the permeated light on the object located outside the sheath, and receiving the light reflected, scattered, or excited from the object via the sheath,

a flexible pipe member inserted generally throughout the length of the sheath inside, and

a retaining member for said emitter and receiver attached at the tip end side of the flexible pipe member,

wherein said retaining member possesses a bending surface part at the corner coming in contact with the sheath inner surface.

[0127]

2-1. In Appendix 2, said bending surface part is a protective cap having generally spherical tip end for covering the emitter and receiver.

[0128]

2-1-1. In Appendix 2-1, the protective cap is provided with an optical window for emitting and receiving light.

[0129]

2-1-1-1. In Appendix 2-1, the protective cap is provided with a hole for allowing the liquid sealed within the sheath to pass through.

[0130]

2-2. In Appendix 2, abrasion resistant coating is provided at least the detection light permeable part either on inside or outside of the sheath.

[0131]

2-2-1. In Appendix 2-2, the coating is made of thin-film ceramics.

[0132]

2-2-1-1. In Appendix 2-2, the coating is made of titanium nitride.

2-3. In Appendix 2, reflection reduction coating is provided at least the detection light permeable part either on inside or outside of the sheath.

[0133]

2-3-1. In Appendix 2-3, the reflection reduction coating is dielectric multi-layer coating.

[0134]

2-4. In Appendix 2, the flexible pipe member is a coil shaft.

[0135]

2-4-1. In Appendix 2-4, the coil shaft is multiple coil over two layers.

[0136]

(Object of Appendix 2) To make the inner side of the outer sheath resistant against damage by the rotating optical element.

(Object of 2-1-1-1) To ensure that the outgoing surface of the optical element always comes to contact with liquid, which is sealed within the internal opening of the outer sheath.

(Action of Appendix 2) A bending part is provided at the portion in contact between the sheath inner surface and the retaining member of the optical element to make contact without damage to the inner surface of the outer sheath.

(Action of Appendix 2-2) Abrasion resistant coating is provided at the portion in contact between the sheath inner surface and the retaining member of the optical element to make contact without damage to the inner surface of the outer sheath.

(Action of 2-1-1-1) A hole is provided to allow the liquid to pass through it, and the outgoing surface of the optical element comes to direct contact with the liquid without residual bubbles.

[0137]

3. An optical scanning probe unit for optical imaging instruments, which forms tomographic images of an object by irradiating low-coherent light on the object and collecting data of light scattered from the object comprising:

a sheath comprising a resin tube having flexibility throughout most of the length and having its tip end formed of material with high light permeability, the tip end of said

sheath being closed,
optical emitter and receiver provided inside said tip end formed of material with high light permeability for emitting the light toward the sheath inside, irradiating the permeated light on the object located outside the sheath, and receiving the light reflected, scattered, or excited from the object via the sheath,
a flexible pipe member inserted generally throughout the length of the sheath inside,
a retaining member for said emitter and receiver attached at the tip end side of the flexible pipe member,
an optical fiber provided in the internal opening of the pipe member for transmitting the low-coherent light, and
a seal for sealing liquid between the sheath internal opening and the external diameter of the pipe member,
wherein index matching liquid is sealed within at least the optical emitter and receiver and the opening in the sheath.

[0138]

3-1. In Appendix 3, the seal for sealing liquid between the sheath internal opening and the external diameter of the pipe member is provided at the base of the sheath.

3-1-1. In Appendix 3-1, the seal is made from an elastic body.

3-1-2. In Appendix 3-1, the pipe member is rotatable, and the seal function is maintained even during rotation of the pipe member.

3-2. In Appendix 3, an inlet for injecting liquid is provided at the base of the sheath to inject liquid between the sheath internal opening and the external diameter of the pipe member .

3-3. In Appendix 3, a seal for sealing the liquid between the sheath internal opening and the external diameter of the pipe member is provided at the base of the sheath.

[0139]

3-4. In Appendix 3, the index matching liquid is water.

3-5. In Appendix 3, said emitter and receiver are provided with a lens for converging light from the optical fiber and a prism for changing the direction of the optical axis generally by right angle.

3-5-1. In Appendix 3-5, optical material is filled between the optical fiber end and the lens.

3-5-2. In Appendix 3-5, the reflection surface of the prism is provided with reflection coating.

[0140]

(Background of Appendix 3)

a flexible pipe member inserted generally throughout the length of the sheath inside,
a retaining member for said emitter and receiver attached at the tip end side of the flexible pipe member,
an optical fiber provided in the internal opening of the pipe member for transmitting the low-coherent light, and
a seal for sealing liquid between the sheath internal opening and the external diameter of the pipe member,
wherein index matching liquid is sealed within at least the optical emitter and receiver and the opening in the sheath.

[0138]

3-1. In Appendix 3, the seal for sealing liquid between the sheath internal opening and the external diameter of the pipe member is provided at the base of the sheath.

3-1-1. In Appendix 3-1, the seal is made from an elastic body.

3-1-2. In Appendix 3-1, the pipe member is rotatable, and the seal function is maintained even during rotation of the pipe member.

3-2. In Appendix 3, an inlet for injecting liquid is provided at the base of the sheath to inject liquid between the sheath internal opening and the external diameter of the pipe member .

3-3. In Appendix 3, a seal for sealing the liquid between the sheath internal opening and the external diameter of the pipe member is provided at the base of the sheath.

[0139]

3-4. In Appendix 3, the index matching liquid is water.

3-5. In Appendix 3, said emitter and receiver are provided with a lens for converging light from the optical fiber and a prism for changing the direction of the optical axis generally by right angle.

3-5-1. In Appendix 3-5, optical material is filled between the optical fiber end and the lens.

3-5-2. In Appendix 3-5, the reflection surface of the prism is provided with reflection coating.

[0140]

(Background of Appendix 3)

(Prior arts related to Appendix 3).

In addition to the prior arts in Appendix 1 (or prior arts in the description), the outer sheath with optical permeability is generally made of a resin tube such as fluorine resin and polyamide (nylon). Since the refractive index of the resin tube greatly differ from that of air sealed between the optical element and the outer sheath, significant

light reflection occurs within the outer sheath. Similarly, significant reflection also occurs outside the outer sheath. The reflection attenuates the irradiation and observation light, thus degrading the S/N ratio for observation.

Since the OCT, in principle, detects the correlation between the reflection intensity on the optical path and the optical path length, presence of two faces with intense reflection in the vicinity will cause multiple reflection between the reflecting surfaces, and the OCT detects high reflection intensity at location on the optical path length, where no actual reflection surface exists, resulting in generation of ghost. The observation light, which is light scattered and reflected by the living body, is relatively weak light when compared with the hereinbefore mentioned reflection intensity, the ghost will considerably deteriorate the observation performance.

[0141]

(Object of Appendix 3) To provide means for attenuating the reflection on the inner surface of the outer sheath.

Also to attenuate loss caused by irregular reflection due to damage on the inner side of the outer sheath attributable to rotation of the optical element in the outer sheath.

(Object of 3-5-2) To prevent attenuation of the irradiation and observation light due to decrease in reflectance of the prism even when the reflection surface of the prism comes into contact with the index matching water.

(Action of Appendix 3) The index matching liquid is sealed between the internal opening of the outer sheath and the optical element to minimize the refractive index difference between the outer sheath and the index matching liquid in the outer sheath and to attenuate the reflection at the interface, thus preventing ghost, which may otherwise hinder the observation.

Even when the inner side of the outer sheath is damaged by the rotating optical element, the refractive index difference between the outer sheath and the index matching liquid in the outer sheath is small, and the reflection at the interface is insignificant, thus minimizing the influence of irregular reflection.

(Action of Appendix 3-5-2) Since the reflection coating is provided on the reflection side of the prism, the prism reflectance does not drop even when the reflection side of the prism comes into contact with the index matching water.

[0142] 4. An optical scanning probe unit for optical imaging instruments, which forms tomographic images of an object by irradiating low-coherent light on the object and collecting data of light scattered from the object comprising:

a sheath comprising a resin tube having flexibility throughout most of the length and having its tip end formed of material with high light permeability,

optical emitter and receiver provided inside said tip end formed of material with high light permeability for emitting the light toward the sheath inside, irradiating the permeated light on the object located outside the sheath, and receiving the light reflected, scattered, or excited from the object via the sheath,
said emitter and receiver comprising a tip-end optical member having a lens for converging light from the optical fiber and a prism for changing the direction of the optical axis generally by right angle,
a flexible pipe member inserted generally throughout the length of the sheath inside,
an optical fiber provided in the internal opening of the pipe member for transmitting the low-coherent light,
a fiber retaining member for retaining the optical fiber end, and
a connecting member for connecting the tip end of the flexible pipe member, fiber retaining member, and tip-end optical member,
wherein the joint between the flexible pipe member and the connecting member is located within the range of the length of the fiber retaining member.

[0143]

4-1. In Appendix 4, the fiber retaining member is a cylindrical member with at least core of the optical fiber inserted through it and has external diameter smaller than the internal diameter of the flexible pipe member at least partially in its length.

4-1-1. In Appendix 4-1, The fiber retaining member is a pipe member with the core and covering of the optical fiber inserted through it and has external diameter smaller than the internal diameter of the flexible pipe member.

4-2. In Appendix 4, the connecting member has internal diameter larger than the external diameter of the flexible pipe member at least partially, and connects the tip end of the pipe member to said internal diameter part.

[0144]

(Background of Appendix 4)

(Prior arts related to Appendix 4) In the probes disclosed in Patent Laid Open to Public Inspection No. 6-511312 and Patent Application No. 9-313924, a pipe-like part called ferrule for inserting optical fiber through it and for positioning and holding it at high precision is employed for holding the optical fiber end against the optical element. A certain length of joint is required to maintain joining strength between the ferrule and the optical fiber. When the endoscope is inserted into a body cavity with the probe inserted through the forceps opening in the endoscope, the rigid length comprising the combined lengths of the optical element, ferrule, and the rotary tube is required to be minimized to bend the probe with small bending radius.

Since the respective length is determined according to the specification and joining strength, the rigid length cannot be minimized.

[0145]

(Object of Appendix 4) To shorten the rigid length of the probe tip end.

(Action of Appendix 4) A joint of the rotary tube is provided within the range of the ferrule length, thus shortening the rigid length.

5. An optical imaging device for irradiating an object to be examined with low interference light and for constituting a tomographic image of the object to be examined from information about the light scattered by the object, comprising

a optical probe section having an exchangeable optical connector section incorporating a single mode fiber for transmitting the low interference to the object to be examined; a first propagation time change means connected to said optical probe for interfering the low interference light returned from the object to be examined and a reference light and, at the same time, for changing the propagation time scanning said interference position axially in respect of the optical axis by changing the transmission time; a detection means for detecting the optical factor variation of a tip optical member of the optical probe and its optical path length;

a computation means for computing the optical probe optical path length from the optical factor variation and its optical path length; and

a second propagation time change means for changing the propagation time in response to the calculated optical probe optical path length.

5-1. The device of the supplementary note 5, wherein the detection means changes the propagation time at least by either of the first and the second propagation time change means, interferes the low interference light returned from the optical member in the optical probe and the reference light, scans said interference position axially in respect of the optical axis and detects its interference intensity and interference position.

5-2. The device of the supplementary note 5, wherein the optical factor variation is the reflection intensity of an optical element surface.

5-2-1. The device of the supplementary note 5-2, wherein the optical probe tip section includes an optical fiber, a lens for collecting light from the optical fiber and a prism for refracting the optical path direction substantially at right angle, while the computation means computes the optical probe optical path length from reflection intensity peaks of optical fiber end, lens surface and prism face.

5-2-2. The device of the supplementary note 5-2, wherein the optical probe includes a sheath whose most of its total length is made of flexible tube and at least its tip is made of good light transmissive material, and the computation means calculate the optical

probe optical path length by reflection intensity peaks of the sheath outer or inner face.
5-2-3. The device of the supplementary note 5-2, wherein the optical probe optical path length is computed, by identifying the element position from reflection intensity and reflection interval of respective faces of the optical element.

(Background of the supplementary note 5)

(Conventional arts opposed to the supplementary note 5)

In TOKUHYOU HEI 6-511312, as the disparity of individual optical probe length is not considered when the optical probe is exchanged, tomographic image acquisition range was restricted or tomographic image could not obtained causing problems. Moreover, for the used in a body cavity, it is preferable to make it operable under the endoscopic observation and, in this case, it is convenient to use by introducing through the endoscope forceps channel; however, conventional arts have not proposed those exchangeable according to the length of the endoscope forceps channel.

On the other hand, in the Patent Application 9-313924, an optical path length variable means is provided separately from an optical path length scanning means to respond to the optical probe length variation, but slight disparity of individual optical probe length should be adjusted by the observer, resulting in troublesome problems.

(Object of the supplementary note 5) To provide an optical imaging device allowing to obtain securely tomographic image, by automatic correction of the optical path length disparity, even when the optical probe is exchanged.

(Function of the supplementary note 5) The composition of the supplementary note 5 permits to obtain a correct observation image, even when the optical probe is exchanged and used, by automatic calibration of the optical probe optical path length.

6. An optical probe for optical tomographic imaging device, comprising
an elongated insertion section which can be introduced into an object to be examined,
a low interference light source generating a low interference light,
a visible light source generating a visible light of the wavelength different from said low interference light,
a light conducting means composed of one single mode fiber, introduced in said insertion section, for guiding said low interference light to the tip side of said insertion section and, at the same time, for detecting reflection light reflected from the object to be examined,
a reflection means for irradiating the object to be examined from the side end face of said insertion section tip with the low interference light from said single mode fiber,
a polarizing face rotation element, disposed between said single mode fiber and the reflection means, for rotating a polarizing face of said low interference light and

reflection light,

and a visible light composition means for guiding the visible light generated from said visible light source into said light conducting means, wherein

an optical selection means for reflecting said visible light and transmitting said low interference light is disposed between said single mode fiber and said polarizing face rotation element so as to reflect the visible light in the same direction as the predetermined direction for reflecting the low interference light by said reflection means.

6-1. In the supplementary note 6, said optical selection means in a dichroic mirror.

(Background of the supplementary note 6)

(Conventional arts opposed to the supplementary note 6) As conventional arts, TOKUHYOU HEI-6-51312 can be cited. Moreover, there is a literacy using a Farady's rotator. As disclosed in "Rapid acquisition of in vivo biological images by use of optical coherence tomography", G. J. Tearney et al, Optics Letters, Vol. 21, No. 17, p. 1408-1419, 1996, in an interference system used for OCT, birefringence generated by the inner fiber bending caused by the bending of an optical scanning probe can be compensated by a Farady's rotator disposed on an optical scanning probed on an arm of the object side interference system, and a Farady's rotator on the reference side arm.

To obtain an optical tomographic image by irradiating the object to be examined with low interference light, it is advantageous to use low interference light of infrared range of 800nm or more. Moreover, there exists an optical tomography imaging device using visible light, irradiated optically coaxial with the low interference light, as guide light, in order to identify the low interference light irradiation position invisible to the naked eye.

However, as the light permeability to the Faraday's rotator depends on the wavelength, most of wavelengths of the visible light band can not penetrate when low interference light wavelength band it to penetrate; as the consequence, only by disposing low interference light and visible light optically coaxial, the visible light is reflected by the Farady's rotator and does not irradiate the object to be examined and so the problem was that it can not be used as guide light.

(Object of the supplementary note 6)

The composition of the supplementary note 6 was adopted with the object of providing an optical probe for the optical tomography imaging device allowing to irradiate an object to be examined with visible light as guide light, event if a Farady's rotator is disposed in a low interference light guiding optical system.

(Function) The low interference light irradiation position can be viewed with naked

eye, by separating low interference light and visible light just before the Farady's rotator and irradiating the object to be examined with respective light.

(Effect of the Invention)

As mentioned above, according to the invention, in an optical scanning probe device for the optical imaging device for irradiating an object to be examined with low interference light and constituting a tomographic image of the object to be examined from information about the light scattered by the object to be examined, comprising:

a sheath whose most of the total length is made of flexible resin tube and at least its tip is made of good light transmissive material; and

a light emission and incoming section, disposed inside a portion of the sheath made of good light transmissive material, for emitting light inside the sheath, irradiating the object to be examined outside the sheath with its penetrated light and for receiving the light reflected, scattered and excited by the object to be examined, passing through the sheath;

at least the portion of the sheath where light emission and incoming section is disposed is made exchangeable, allowing to observe by replacing only the damaged sheath, if the sheath inner surface were damaged.

(Brief Description of Drawings)

Fig. 1 shows the general composition of an optical imaging device provided with a first embodiment of the invention;

Fig. 2 shows an endoscope to which an optical scanning probe device is to be inserted with its optical scanning probe device ;

Fig. 3 is a cross-section showing the schematic composition of the optical scanning probe device and an rotation driving device;

Fig. 4 is a cross-section showing the composition of the tip side of the optical scanning probe device ;

Fig. 5 shows the composition of the tip side of an optical scanning probe device of the composition different from Fig. 4;

Fig. 6 is a cross-section showing the composition of the tip side of the optical scanning probe device of the different composition;

Fig. 7 is a cross-section showing the composition of the tip side of an optical scanning probe device of still another composition;

Fig. 8 is a cross-section showing the detailed composition of a connector section;

Fig. 9 is a cross-section showing the tip side of an optical scanning probe device according to a second embodiment of the invention;

Fig. 10 shows the composition of an optical path length variable mechanism of an

optical scanning probe device according to a third embodiment of the invention;
 Fig. 11 shows the composition of an optical path length variable mechanism of a variation of Fig. 10;
 Fig. 12 shows a monitor image;
 Fig. 13 shows reflection information obtained by optical path length variation;
 Fig. 14 is a flow-chart showing the procedure of a method for deciding the optical path length corresponding the image center;
 Fig. 15 shows the disposition of a calibration jig at the tip side of an optical scanning probe device;
 Fig. 16 is a flow-chart showing the procedure of a method for deciding the optical path length corresponding the image center, using reflection information from the calibration jig;
 Fig. 17 shows the tip side of an optical scanning probe device scanning horizontally;
 Fig. 18 shows an OCT image obtained by the optical scanning probe device of Fig. 17;
 Fig. 19 shows the tip side of an optical scanning probe device scanning the front lineally;
 Fig. 20 shows an OCT image obtained by the optical scanning probe device of Fig. 19;
 Fig. 21 shows the composition of an optical imaging device provided with an optical scanning probe device according to a fourth embodiment of the invention; and
 Fig. 22 is a cross-section showing the composition of the tip side of the optical scanning probe device

(Symbols)

- 1A Optical imaging device
- 2 Low interference light source
- 3 First c
- 4 Optical coupler section
- 5 Second single mode fiber
- 6 Optical rotary joint
- 7 Third single mode fiber
- 8 Optical scanning probe (device)
- 9 Connector section
- 10 Fourth single mode fiber
- 11 Organic tissue
- 13 Rotation driving device
- 14 Optical path length variable mechanism
- 16 Grating

18	Monoaxial stage
19	Galvanometer mirror
20	Galvanometer controller
21	Position control device
26	Monitor
25	Computer
27	Observation device
38	Optical sheath
40	Flexible shaft
86	Sheath retainer
87	Socket section
88	Crimp protector
90	Connector retainer
91	Optical connector
93	Bearing
94	Bearing support
Agent	Patent Attorney : ITOH, Susumu

Abstract

(Problem to be Solved)

To provide an optical imaging device to be used for obtaining again the observation image, by replacing the sheath section, even when the sheath inside is damaged.

(Means to Solve the Problem)

Adopting the structure, wherein a fourth single mode fiber 10 is disposed inside a flexible shaft 40 to be inserted in an optical sheath 38 of an optical scanning probe, a connector section 9 of the base end side of this optical sheath 38 de detachably attached to a rotation driving device 13 of an observation device and, at the same time, the base end of the optical sheath 38 can be detachably connected to a socket protruding from the front of a sheath retainer 86, an optical scanning probe 8 can be used again by removing and replacing the optical sheath 38 section, even when the inner surface of the optical sheath 38 is damaged.

(Selected Drawing) Fig. 8

Document Title: Drawing

FIG. 1

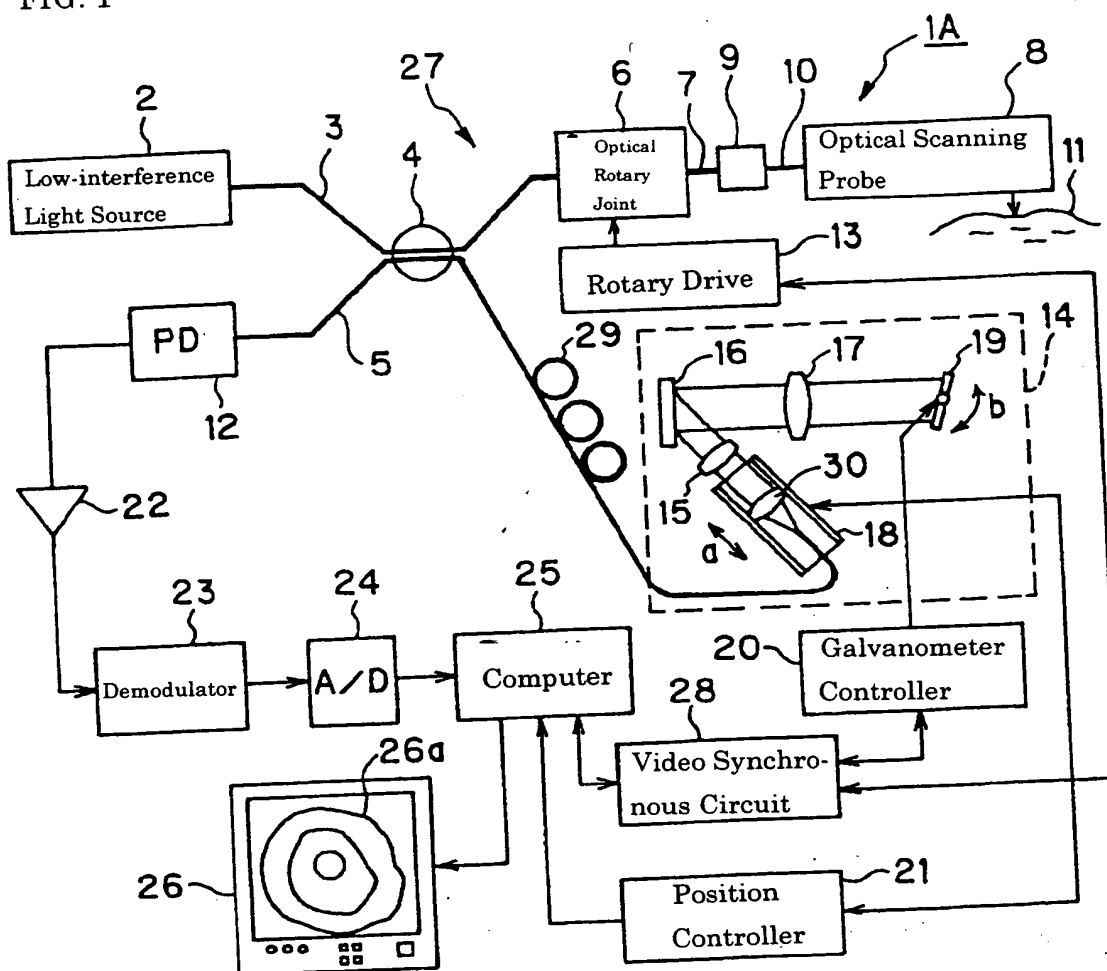


FIG. 2

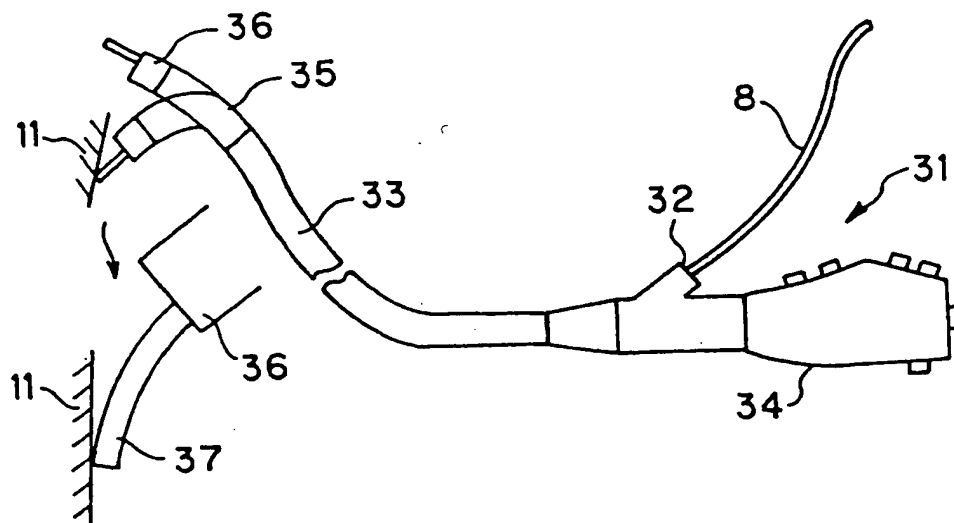


FIG. 4

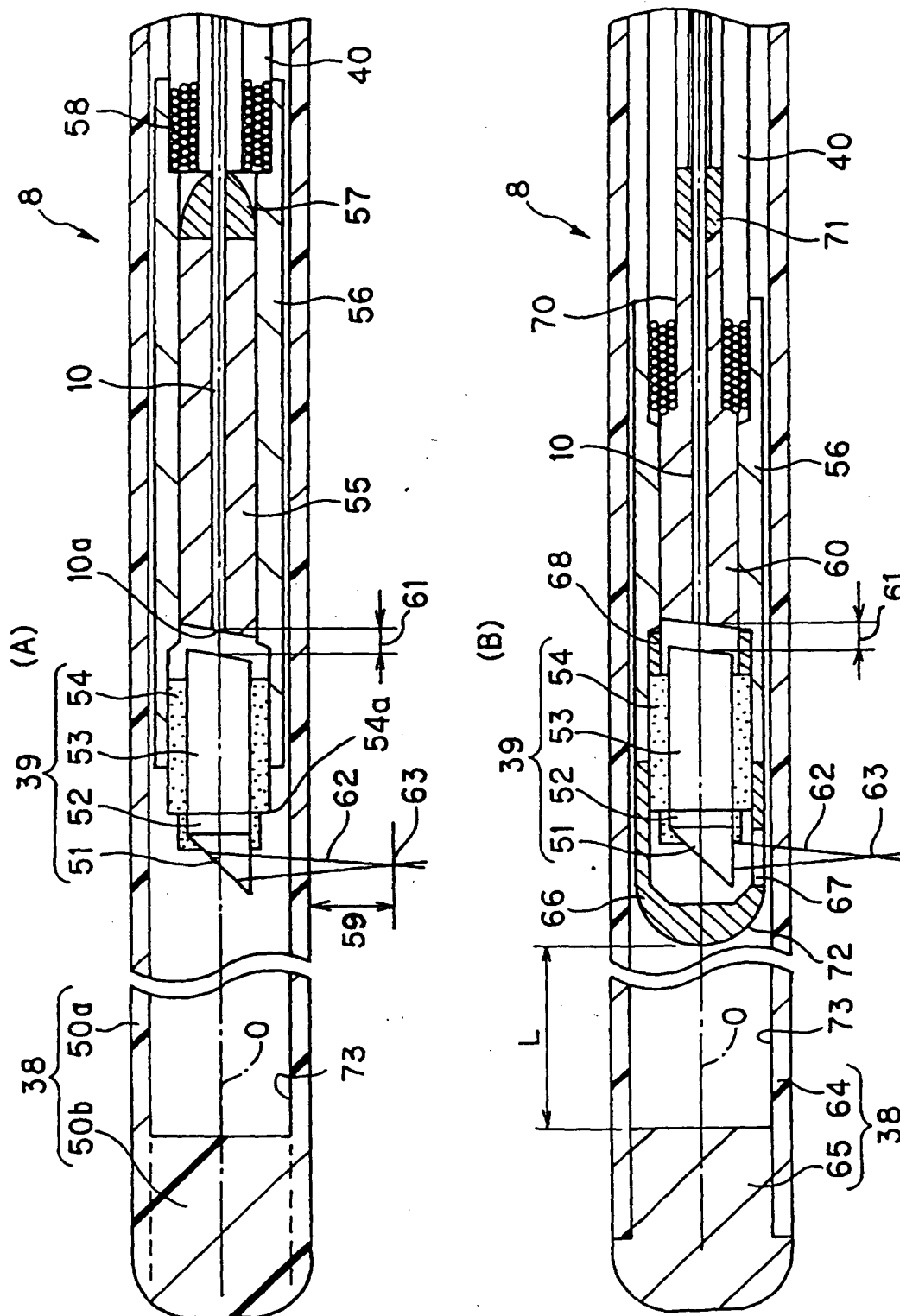


FIG. 5

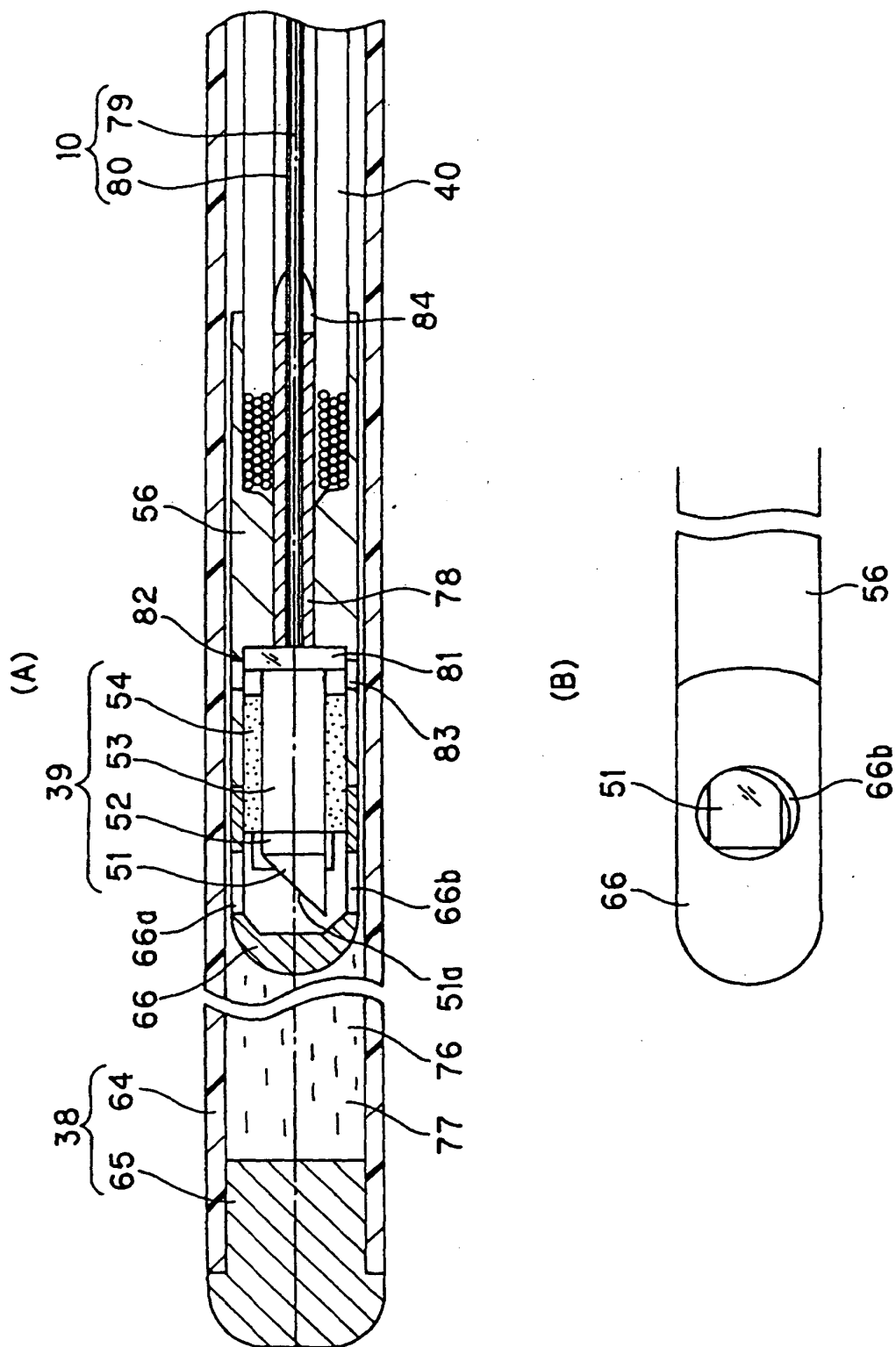
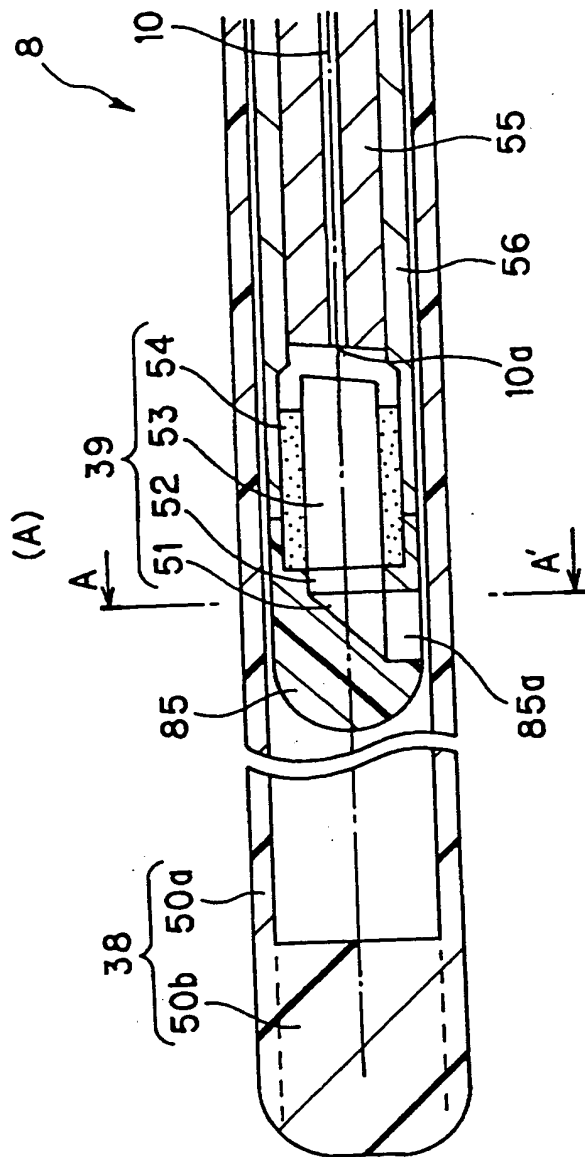


FIG. 6



(B)

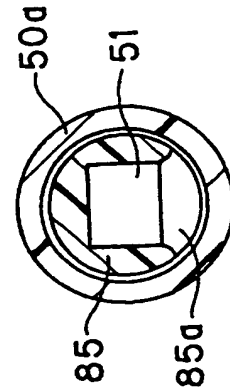


FIG. 7

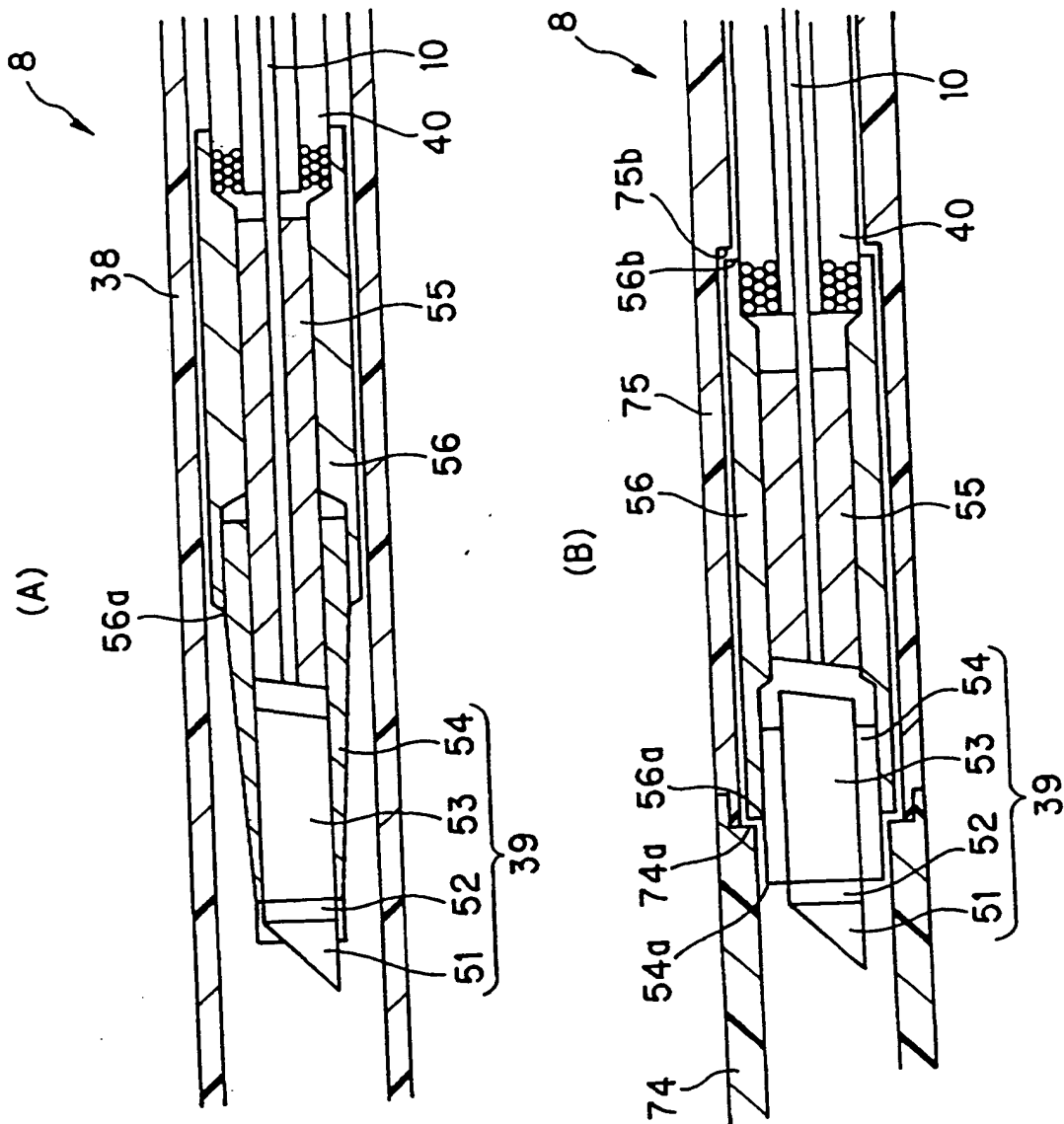


FIG. 8

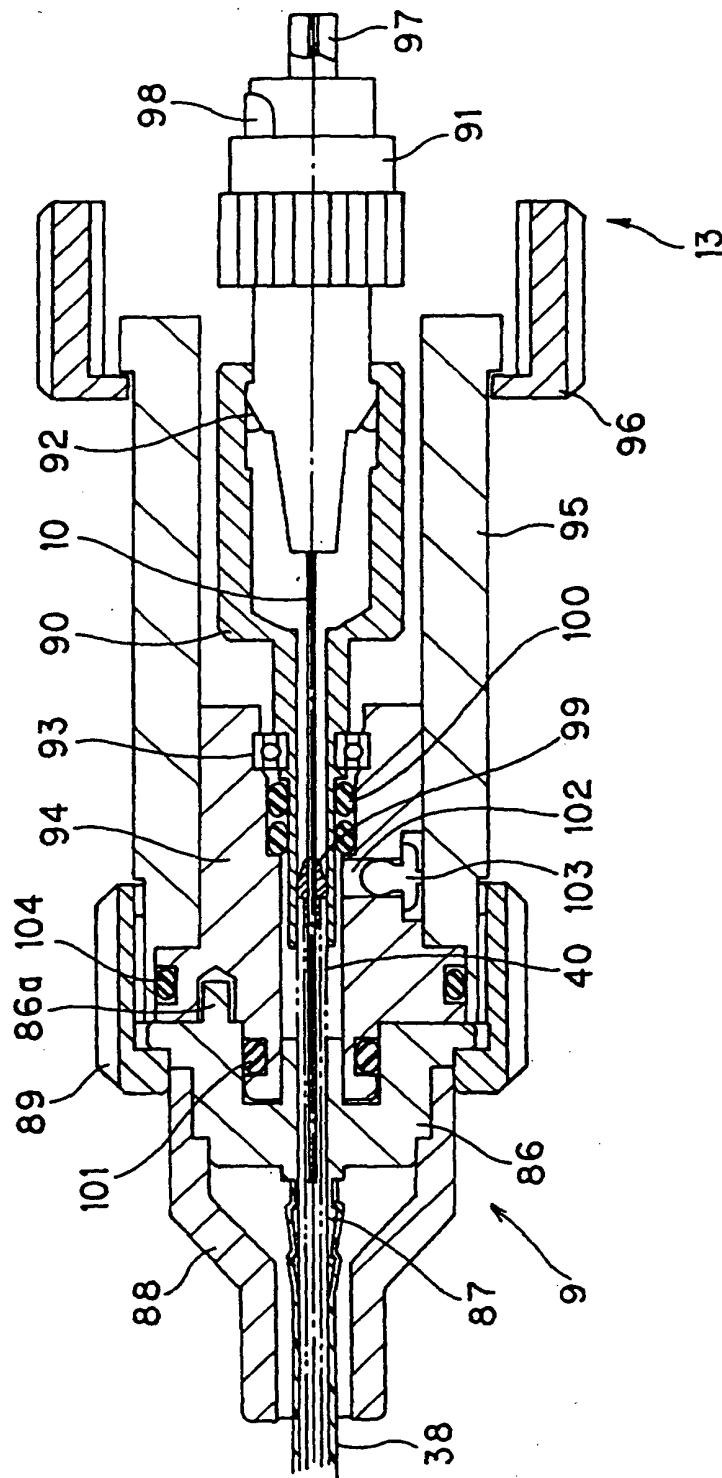


FIG. 9

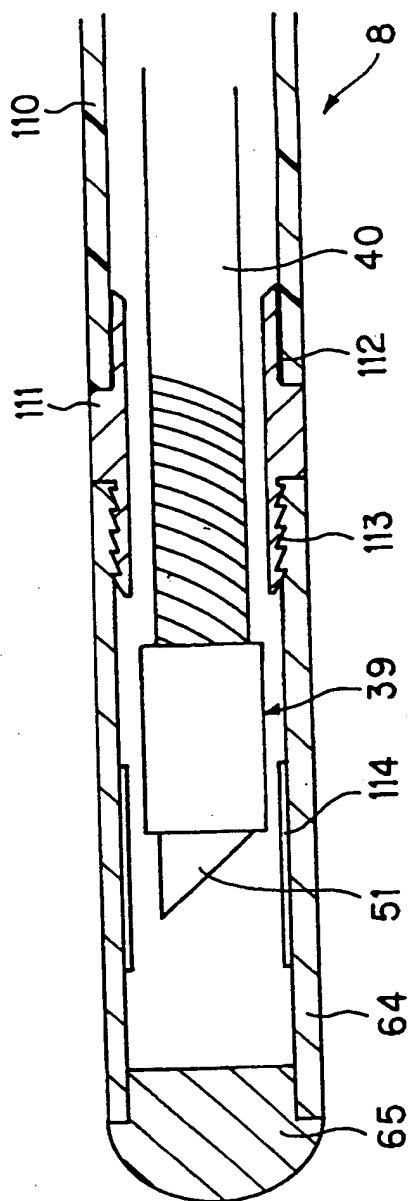


FIG. 10

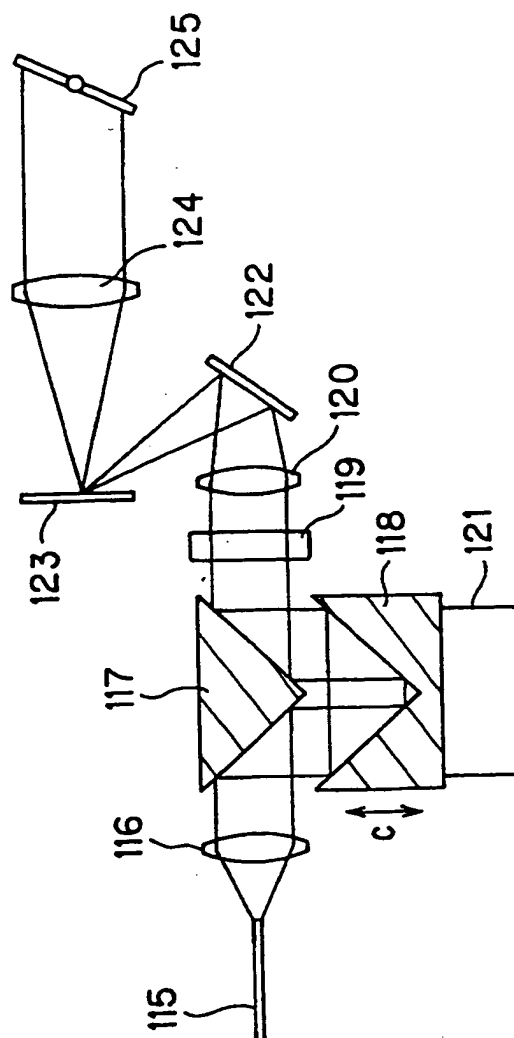


FIG. 11

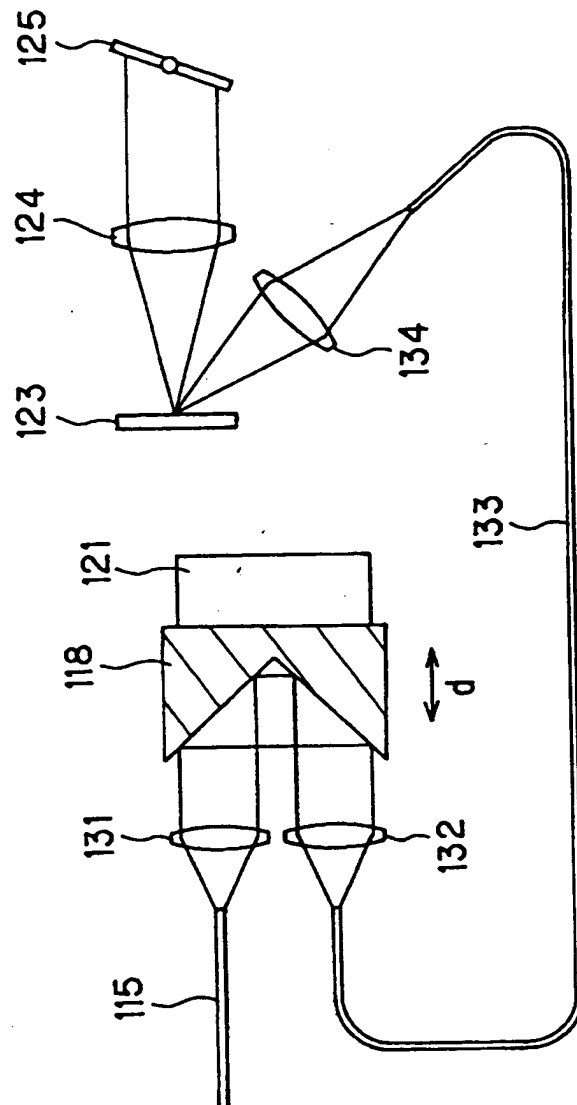


FIG. 12

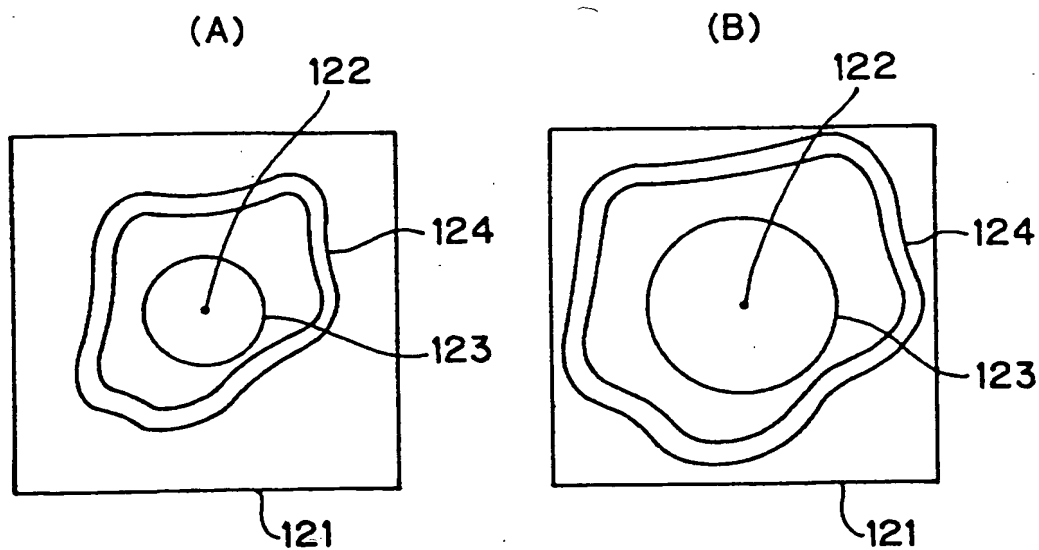


FIG. 13

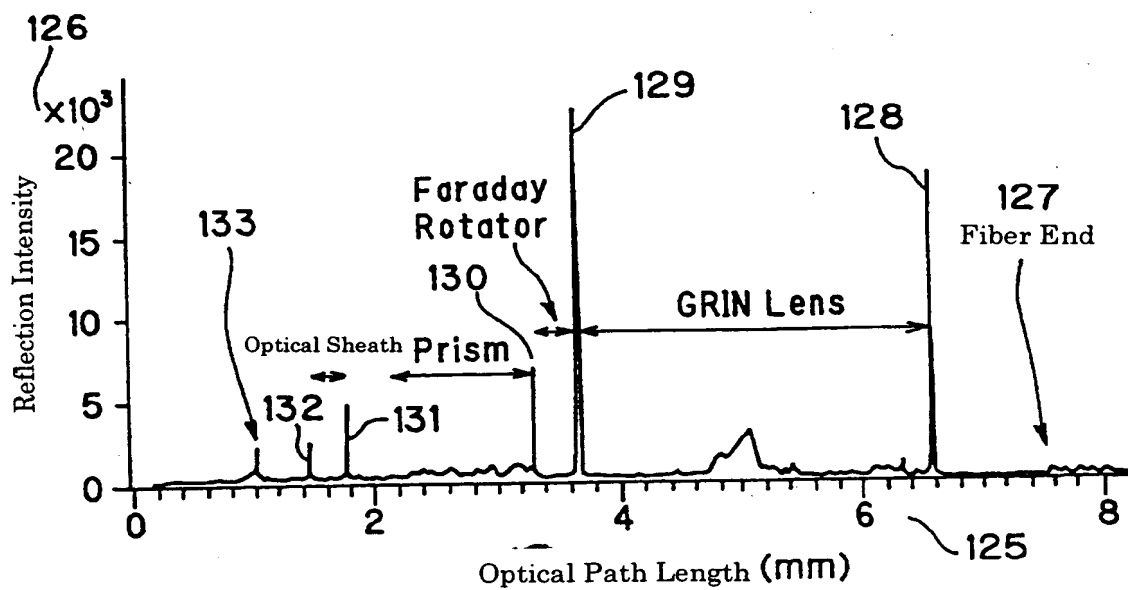


FIG. 14

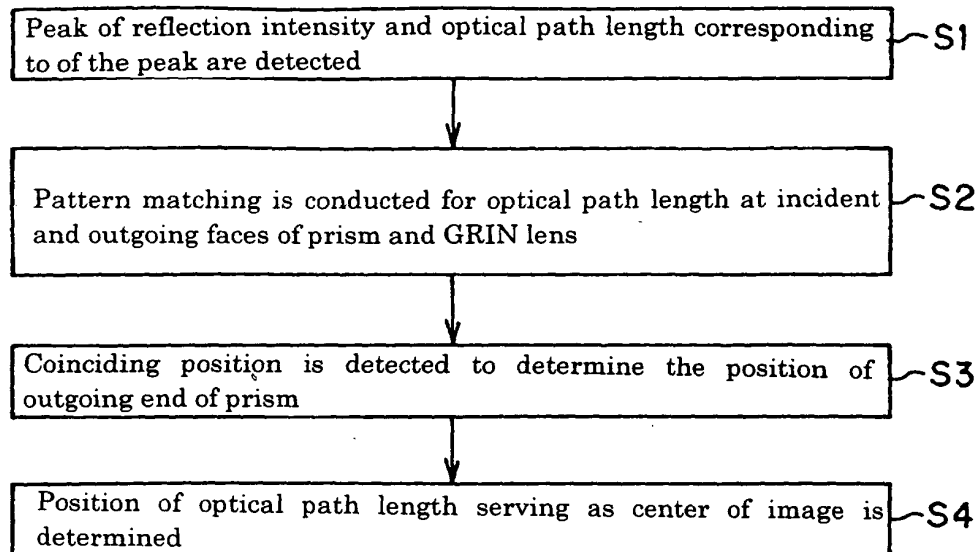


FIG. 15

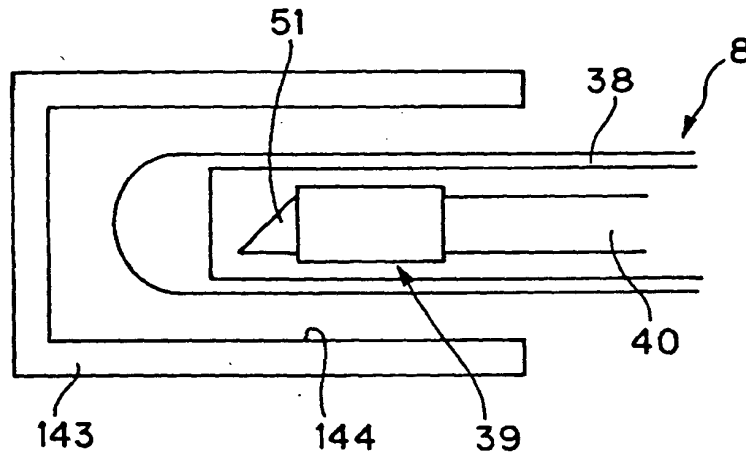


FIG. 16

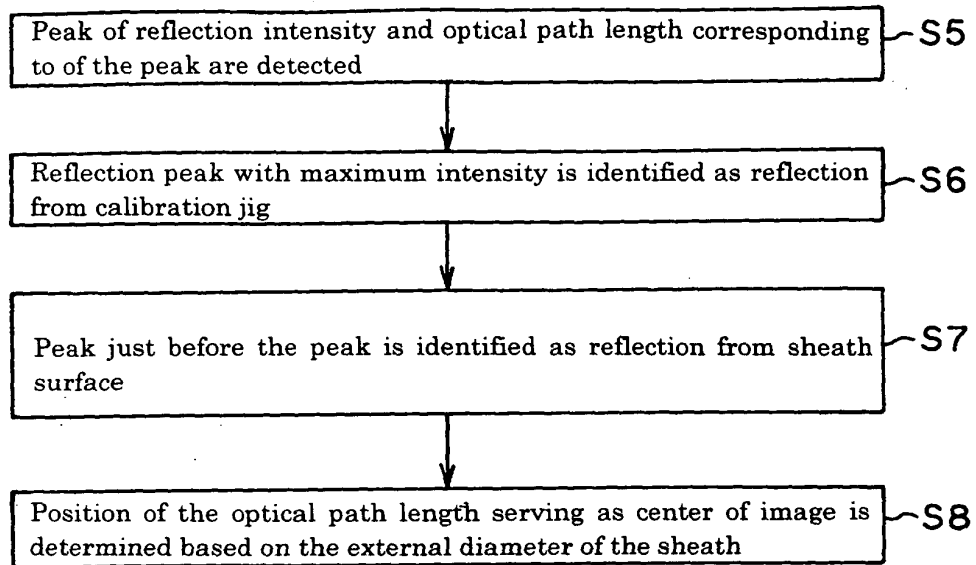


FIG. 17

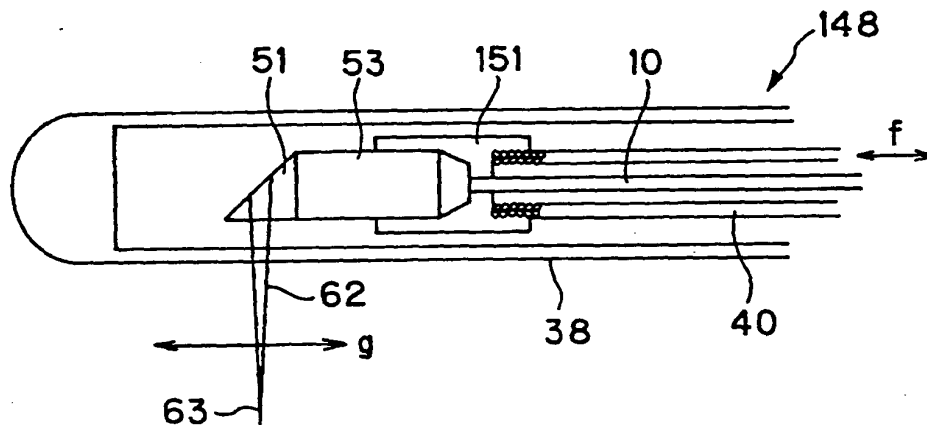


FIG. 18

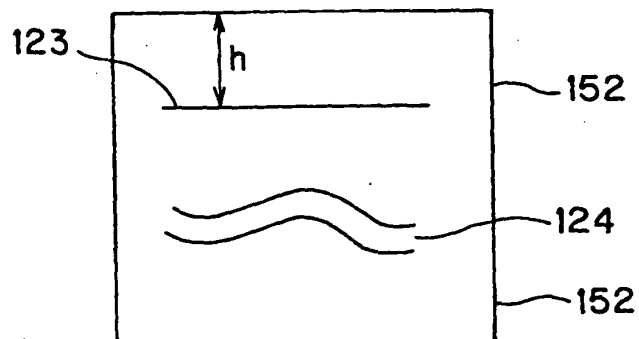


FIG. 19

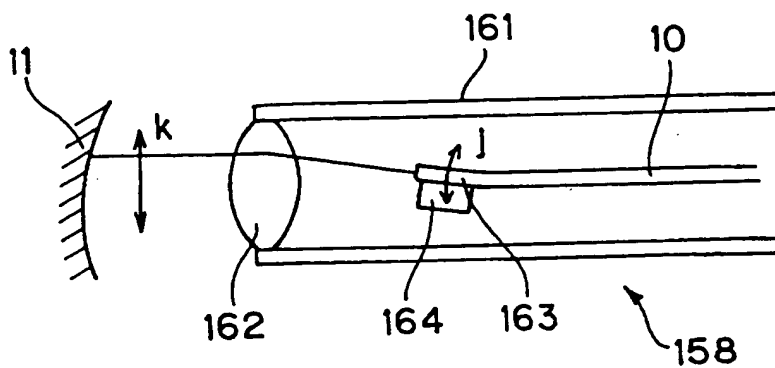


FIG. 20

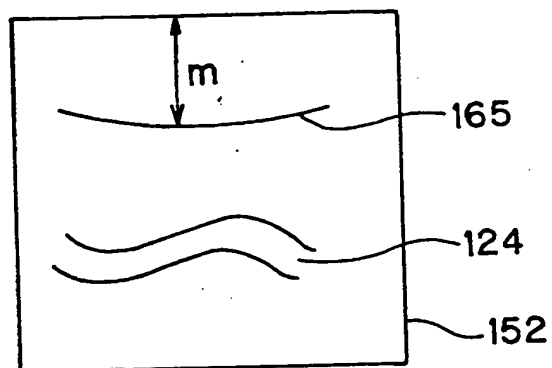
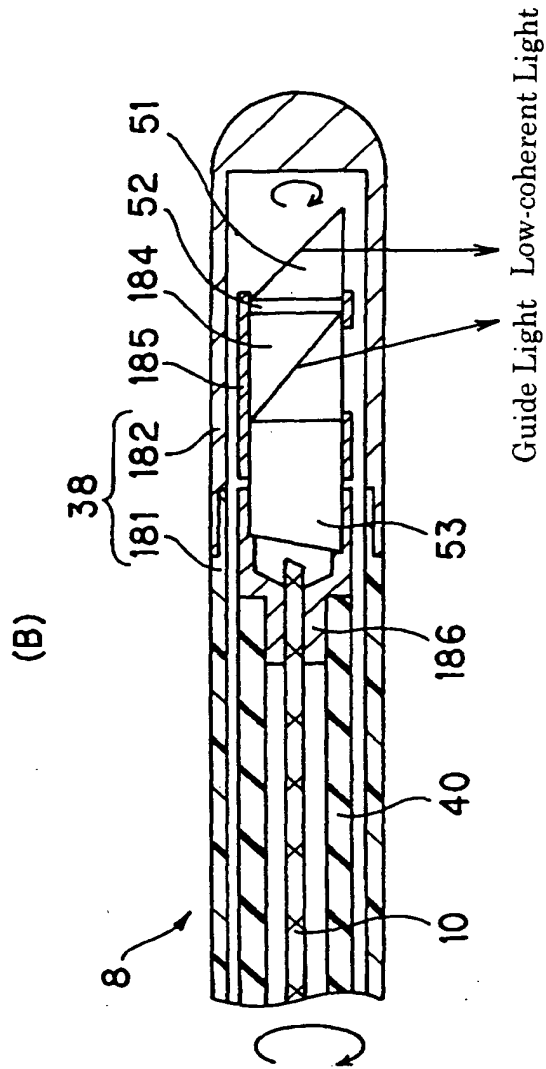
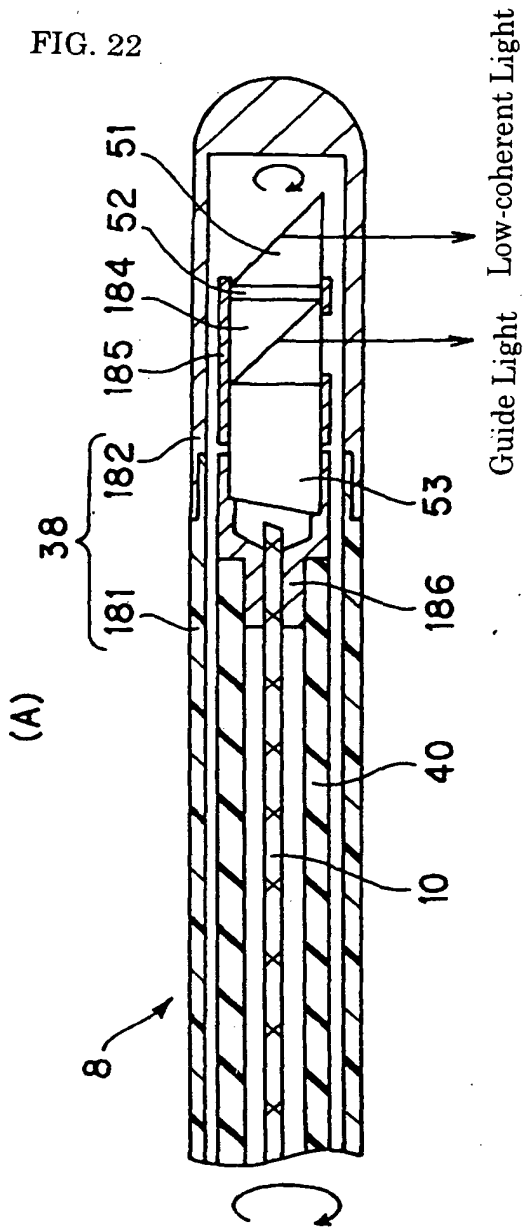


FIG. 22



IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re PATENT APPLICATION

HORII et al.

Application No.: 09/398,366

Filed: September 17, 1999

Title: OPTICAL IMAGING APPARATUS



Group Art Unit: 2877

Examiner: Unknown

Atty. Dkt. 41050/264018

* * * *

January 17, 2002

PETITION FOR RETROACTIVE LICENSE

Hon. Commissioner of Patents
Washington, D. C. 20231

Sir:

This petition for a retroactive license under 35 USC 184 and 37 CFR 5.25 is presented in accordance with 37 CFR 5.14(a).

1. Two unlicensed patent applications were filed by Olympus Optical Co. Ltd. in Japan:

- a. Japanese Application No. 10-266752 filed September 21, 1998
(Olympus Dkt. No. 98P015787)
- b. Japanese Application No. 10-266753 filed September 21, 1998.
(Olympus Dkt. No. 98P015787)

2. The subject matter in each of those Japanese applications was not under a U.S. secrecy order at the time it was filed in Japan. It has never been and is not currently under a secrecy order in the United States.

01/22/2002 BSAYASI1 00000211 09398366

01 FC:122

130.00 OP

RECEIVED
JAN 25 2002
TC 2300 MAIL ROOM

3. Discovery that the foreign filings were proscribed occurred on or about February 17, 1999 when an Olympus trainee, Kazutaka Kobayashi, asked me whether a foreign filing license was necessary , and I said yes.
4. The two applications were filed in Japan without first having obtained the required license under 37 CFR 5.11 because the persons involved in their filing did not know either that (1) subject matter disclosed in either application was invented in the United States, or (2) that before filing in Japan a patent application containing subject matter invented in the United States but not filed in the United States or on file in the United States for less than six months required a foreign filing license from the United States Government. See the enclosed Declaration of Horii et al. and the Declaration of Jiro Narita.
5. The enclosed Declaration of Mamoru Kaneko including its exhibits I through VIII sets forth the sequence of events that occurred up through the sending of both disclosures to the outside patent firm, Itoh-shin Patent Office, to prepare and file two patent applications in the Japanese Patent Office.
6. The person in the Itoh-shin Patent Office who prepared and filed the two Japanese applications was Jiro Narita. See his enclosed Declaration as to his knowledge and procedure.
7. The required Rule 17(h) petition fee of \$130 (fee code 122) is attached. Should it be missing or inadequate, please charge our Deposition Account No. 03-3975 under Order No. 60148/258937.
8. I hereby declare that all statements made herein of my own knowledge are true and that all statements made on information and belief are believed to be true; and further that these statements were made with the knowledge that willful false

statements and the like so made are punishable by fine or imprisonment, or both,
under Section 1001 of Title 18 of the United States Code and that such willful
false statements may jeopardize the validity of the application or any patent issued
thereon.

Approval of this petition is earnestly solicited.

Respectfully submitted,

PILLSBURY WINTHROP LLP



G. Lloyd Knight

Reg. No. 17698

Tel. No.: 703.905.2117

Fax No.: 703.905.2500

GLK/tis
1600 Tysons Blvd.
McLean, VA 22102
Tel. No.: 703.905.2000



Declaration of Horii et al.

As one of the below named persons, I declare as follows:

1. I am one of the persons in Olympus Optical Co. Ltd. through whom the requests for filing Japanese Application No. 10-266752 (Olympus No. 98P01577) and Japanese Application No. 10-266753 (Olympus No. 98P01578) passed before those applications were both filed in Japan on September 21, 1998, and I state that the filing of these applications in Japan was done without any deceptive intention.

2. As to whether I knew before that application was filed that some of the subject matter disclosed therein was invented in the United States, see my answer in the following chart:

	<u>Knew</u>	<u>Did Not Know</u>
Akihiro Horii	x	
Mamoru Kaneko	x	
Kenji Yoshino		x
Tadahiro Nakano		x
Mako Yamaguchi		x
Makoto Shigehara		x
Norio Sakagami		x
Jiro Narita		x
Hitoshi Ueno		x (not involved in No. 98P01577)
Syuhei Iizuka		x (not involved in No. 98P01577)

3. As to whether I knew before that application was filed that before filing in Japan (or any other country) a patent application containing subject matter invented in the United States, but not filed in the United States or filed therein for less than six months, that a foreign filing license was required by the United States Government, see my answer in the following chart:

RECEIVED
JAN 25 2002
TC 2800 MAIL ROOM

	<u>Knew</u>	<u>Did Not Know</u>
Akihiro Horii		x
Mamoru Kaneko		x
Kenji Yoshino	x	
Tadahiro Nakano		x
Mako Yamaguchi		x
Makoto Shigehara		x
Norio Sakagami		x
Jiro Narita	x	
Hitoshi Ueno		x (not involved in No. 98P01577)
Syuhei Iizuka		x (not involved in No. 98P01577)

Further, declarants sayeth not.

I hereby declare that all statements made herein of my own knowledge are true and that all statements made on information and belief are believed to be true; and further that these statements were made with the knowledge that willful false statements and th like so made are punishable by fine or imprisonment, or both, under Section 1001 of Title 18 of the United States Code and that such willful false statements may jeopardize the validity of the application or any patent issued thereon

Signature <u>Akihiro Horii</u> Akihiro Horii	Date <u>Dec. 13. 2001</u>
Signature <u>Mamoru Kaneko</u> Mamoru Kaneko	Date <u>Dec. 13 2001</u>
Signature <u>Kenji Yoshino</u> Kenji Yoshino	Date <u>Dec. 13. 2001</u>
Signature <u>Tadahiro Nakano</u> Tadahiro Nakano	Date <u>Dec. 13. 2001</u>
Signature <u>Mako Yamaguchi</u> Mako Yamaguchi	Date <u>Dec. 13. 2001</u>

Signature Makoto Shigehora
Makoto Shigehora

Date Dec. 13. 2001

Signature Norio Sakagami
Norio Sakagami

Date Dec. 13. 2001

Signature Jiro Narita
Jiro Narita

Date Dec. 14. 2001

Signature Hitoshi Ueno
Hitoshi Ueno

Date Dec. 13. 2001

Signature Syuhei Iizuka
Syuhei Iizuka

Date Dec. 13. 2001

c/o Olympus Optical Co., Ltd., Intellectual Property Dept., 2-3 Kuboyama-cho, Hachioji-shi, Tokyo 192, JAPAN

DECLARATION FOR JIRO NARITA

I, Jiro Narita, hereby declare as follows:

1. I am an employee of Itoh-shin Patent Office.
2. I received two patent disclosures from Olympus Optical Co., Ltd., Olympus Docket Nos. 98P01577 and 98P01578 with respective request, both dated August 26, 1998, to prepare and file respective patent applications in the Japanese Patent Office, only.
3. I did prepare the two requested patent applications and filed them only in the Japanese Patent Office on September 21, 1998. I did not file corresponding applications in any other country other than the United States (Application No. 09/398366).
4. Those two applications were assigned respective Application Nos. 10-266752 and 10-266753 by the Japanese Patent Office.
5. At the time of filing those two Japanese applications, I did not know that some subject matter disclosed in those applications had been previously invented in the United States.

Further, declarant sayeth not.

I hereby declare that all statements made herein of my own knowledge are true and that all statements made on information and belief are believed to be true, and further that these statements were made with the knowledge that willful false statements and the like so made are punishable by fine or imprisonment, or both, under Section 1001 of Title 18 of the United States Code and that such willful false statements may jeopardize the validity of the application or any patent issued thereon.

Signature Jiro Narita
Jiro Narita

Date Dec. 17, 2001

Address: c/o Itoh-shin Patent Office, Musashi Building, 4-4 Nishishinjuku 7-Chome,
Shinjuku-ku, Tokyo 160, Japan

DECLARATION OF MAMORU KANEKO

I, Mamoru Kaneko, hereby declare as follows:

1. During the relevant time, I was in the Product Development Department, Endoscope Division, of Olympus Optical Co., Ltd. in Japan.
2. At that time, I was the supervisor of Akihiro Horii, the inventor in Japanese Application No. 10-266752 (Olympus No. 98P01577) filed in Japan on September 21, 1998.

I was also the supervisor of Hitoshi Ueno and Syuhei Iizuka, coinventors along with Akihiro Horii in Japanese Application No. 10-266753 (Olympus No. 98P01578) also filed September 21, 1998. Both of those applications were filed for our department on behalf of Olympus Optical Co., Ltd.

I authorized the filing of those two applications in Japan after evaluating the inventions not knowing that there was a United States prohibition on first filing subject matter therein that was invented but not yet filed in the United States.

3. Olympus Docket No. 98P01577: The information shown on the attached Exhibit Kaneko I (three pages) shows the pre-filing sequence of events at Olympus relative to Japanese Application No. 10-266752 which was Olympus Docket No. 98P01577. That Exhibit includes one sheet in Japanese and its two page English translation. The translation is of the encircled parts noted by letters A-N on the Japanese sheet. The seal date in the part marked D is "98.8.24", e.g., August 24, 1998.
4. Exhibit Kaneko II (three pages including one page in Japanese and its two page English translation) includes an August 26, 1998 request to an outside patent firm, Itoh-shin Patent Office, to prepare and file a patent application in the Japanese Patent Office, only.
5. Exhibit Kaneko III is a copy of Japanese Application No. 10-266752 and its filing request as filed September 21, 1998 in the Japanese Patent Office and Exhibit Kaneko IV is an English translation thereof. That Japanese application was filed without any deceptive intent.

6. On Information and belief, the subject matter in Application 10-266752 that was invented in the United States is referenced in paragraph [0041] and in Figure 4, a Faraday rotator 52 being provided on the living tissue side rather than the fiber of the tip end of the probe.
7. Olympus Docket 98P01578: The information on the attached Exhibit Kaneko V shows the pre-filing sequence of events at Olympus relative to Japanese Application No. 10-266753 which was Olympus Docket No. 98P01578. That Exhibit includes one sheet in Japanese and its two page English translation. The translation is of the encircled parts noted by letter A-N on the Japanese sheet. The date at the bottom of the Japanese sheet is August 25, 1998 and August 26, 1998.
8. Exhibit Kaneko VI (three pages including one page in Japanese and its two page translation) includes an August 26, 1998 request to an outside patent firm, Itoh-shin Patent Office, to prepare and file a patent application in the Japanese Patent Office, only.
9. Exhibit Kaneko VII is a copy of Japanese Application No. 10-266753 and its filing request as filed September 21, 1998 in the Japanese Patent Office, and Exhibit Kaneko VIII is an English translation thereof. That Japanese application was filed without any deceptive intent.
10. On information and belief, the subject matter in Application 10-266753 that was invented in the United States is referenced in (1) paragraph [0039] and Figures 4(A), 4(B), 5, 6, 7A and 7B relative to a Faraday rotator 52 rotating on the plane and being provided on the tip of the probe because of compensation of polarization, (2) paragraphs [0075] [0076] concerning reflection coating 114 in Figure 9 and in paragraph [0132] appendix 2-3 and paragraph [0133] appendix 2-3-1 concerning reflection reduction coating inside the sheath, and (3) paragraph [0074] concerning rigid coating 114 in Figure 9 the tip of the probe being made from a rigid tube such as a thin glass tube.

Further, declarant sayeth not.

I hereby declare that all statements made herein of my own knowledge are true and that all statements made on information and belief are believed to be true; and further that these statements were made with the knowledge that willful false statements and the like so made are punishable by fine or imprisonment, or both, under Section 1001 of Title 18 of the United States Code and that such willful false statements may jeopardize the validity of the application or any patent issued thereon.

Signature Mamoru Kaneko
Mamoru Kaneko

Date Dec. 13 2001

Olympus Optical Co., Ltd., Intellectual Property Dept., 2-3 Kuboyama-cho, Hachioji-shi, Tokyo
192, JAPAN

工業所有權出願手続依頼及び譲渡証

この発明、考案又は意匠に関して、日本及び外国における特許を受ける権利又は実用新案、意匠若しくは意匠の登録を受ける権利をオリンパス光学工業株式会社に譲渡します。

Page /		この発明、考案又は意匠に関して、日本及び外国における特許を受ける権利又は実用新案権、意匠権の登録を受ける権利をオリンパス光学工業株式会社に譲渡します。											
日本 外国		技術コード(1)		技術コード(2)		依頼元番号		研究番号		依頼元		内研 G E420	
003900		0214		131PA-192									
法区分 / 出願区分		提案日		出願期限日		理由		長		特許担当			
(特許) 実案 意匠 (公技)		98年8月25日		98年9月25日		外部特許・特許		長		特許担当			
分変優秘類 C C 再 割更先密似 A P 発行		製品名		優先日(原出願日)		優先権主張		長		特許担当			
		1/2		年 月 日		する・しない		長		特許担当			
名称		光収差装置		有・無		出願時調査請求		出願時審査請求		有・無		する・しない	
(仮)													
住所		順序		氏名		氏名		従業員番号		退職/開通			
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号オリンパス光学工業株式会社内		1		堀井章弘		ホリイキヒロ		132568					
出願人		出願人名		出願人コード		持分		譲渡印		字訂正		訂正印	
		オリンパス光学工業株式会社		000000376		1/100							
						1/100							
						1/100							
基礎出願番号		法		層		年度		番号		原出願		原整理番号	
国		日本		中国		韓国		台湾		原出願		国	
ルート		JP		CN		KR		TW		原出願		国	
各国別		各国別		各国別		各国別		各国別		原出願		国	
PCT		PCT		PCT		PCT		PCT		原出願		国	
アメリカ		ドイツ		イギリス		フランス				原出願		国	
US		DE		GB		FR				原出願		国	
各国別		各国別		各国別		各国別		各国別		原出願		国	
EPC		EPC		EPC		EPC		EPC		原出願		国	
PCT		PCT		PCT		PCT		PCT		原出願		国	
[提案の要旨]		[先行技術資料名]		主分類		副分類		[調査方法]		OPTIS/PR		PATOLIS	
主分類 39		副分類		[調査方法]		OPTIS/PR		PATOLIS		[備考]			
ラテックスエポキシ樹脂を有するOCTプロット		ラテックスエポキシ樹脂を有するOCTプロット		ラテックスエポキシ樹脂を有するOCTプロット		ラテックスエポキシ樹脂を有するOCTプロット		ラテックスエポキシ樹脂を有するOCTプロット		ラテックスエポキシ樹脂を有するOCTプロット		ラテックスエポキシ樹脂を有するOCTプロット	
に、光学的特性を有する材料を、OCTプロット		に、光学的特性を有する材料を、OCTプロット		に、光学的特性を有する材料を、OCTプロット		に、光学的特性を有する材料を、OCTプロット		に、光学的特性を有する材料を、OCTプロット		に、光学的特性を有する材料を、OCTプロット		に、光学的特性を有する材料を、OCTプロット	
に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、	
同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、	
同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、	
同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、	
同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、	
同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、	
同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、	
同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、	
同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、	
同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を、		同時に、回折体素材と、光学的特性を有する材料を											

〔注意事項〕

- a. 譲渡者及び出願人の願書への記載順を変更する場合は「順序」欄へその記載順序を1,2,3...と記入して下さい。(未記入の場合は記載順)
- b. 既に退職した譲渡者及び光学より出向以外の関連会社社員の譲渡者は「退職/関連」欄にその旨記載して下さい。
- c. 外国出願時の譲渡者の住所は、現住所を記載して下さい。
- d. 国内優先及び外国出願の場合は基礎出願番号と優先日(最先)を、分割等原出願のある場合はその原出願と原出願日を記入して下さい。
- e. 希望する出願国及びルートに○印を記入して下さい。なお上記表示国以外の場合は国名/コードを加筆して下さい。

長	分野担当		事務担当
坂 8.25 上	8.25	中 8.25 野	8.25

2:公開技報	処分	処 分 日		
3:否出願	
4:統合	

~~(綜合完全備考版! 一冊記)~~

出 頼 担 当 者			
・	・	・	・
・	・	・	・
・	・	・	・

原 稿 依 頼 日			
・	・	・	・
・	・	・	・
・	・	・	・

原 稿 受 取 日			
・	・	・	・
・	・	・	・
・	・	・	・

整理番号	分符	受付日	分野コード	担当G	事務所	出願依頼日
98001577		980825	E420	50	IS	980826

A. Request for filing a Intellectual Property Application, and Assignment

B. With this invention, device or design, I (or We) assign the right to obtain a patent, utility model or design patent in Japan and foreign countries to Olympus Optical Company.

C. ☒ Japan / ☐ Foreign country

D. Request's department: Product Development Department, Endscope Division

a stamp of Mr. Kaneko

a stamp of Mr. Horii

a stamp of Mr. Yoshino

E. Law division/Application division

☒ Patent

☐ Utility model

☐ Design patent

☐ (Open publication)

F. Proposed date: August 25, 1998

Deadline date of file : September 25, 1998

Reason: Outside clinical test

G. Name (Provisional)

A Light Imaging Apparatus

H. Plan to file in the United States

Yes ☐ Reserve ☒ No

Request for search at the filing

Yes ☐ ☒ No

Request for examine at the filing

Yes ☐ ☒ No

I. Assignor

Address; Olympus Optical Co. Ltd.,
2-43-2 Hatagaya Shibuya-ku Tokyo
Name; Akihiro Horii
Employee #; 132563

J. Applicant: Olympus Optical Co. Ltd.

K. Seal for Assign: Horii

L. Summary of propose

An OCT scope obtaining a image by a radial scanning, which is provided a elastic material between rotational transmission members and a light connector in a connector of a light probe and an observation apparatus, therefore it causes a secure optical contact.

M.

Superior	a stamp of Mr. Sakagami
Assigned(delegated)	a stamp of Mr. Shigehara (substitution)
	a stamp of Mr. Nakano
Business routine	a stamp of Miss Yamaguchi

N.

Docket #	98P01577
Date of reception	August 25, 1998
Cord of field	E420
Assigned Group	50
Outside agency	IS
Date of request for firing	August 26, 1998

出 願 依 頼 書

Page	/
日本	外国

特許事務所 御中

オリンパス光学工業株式会社 知的財産法務部
[担当]中
8.25
野

法区分 / 出願区分		I P C		ドラフト送付希望日	
(特許)	実案	意匠	(公技)	年 月 日	
優先日(原出願日)				優先権主張	
198年9月25日				する・しない	
希望出願日				198年9月25日	
名称	光イメージ装置			出願時調査請求	出願時審査請求
(仮)				する・しない	する・しない
住所	順序	氏名	フリガナ		
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号オリンパス光学工業株式会社内	1	堀井 章弘	ホリイ アキヒロ		
出願人	順序	担当	出願人名	出願人コード	持分
			オリンパス光学工業株式会社	000000376	/100
					/100
					/100
出願国	日本 JP	中国 CN	韓国 KR	台湾 TW	
ルート	各国別	各国別	各国別	各国別	各国別
	PCT	PCT	PCT	PCT	PCT
アメリカ US	ドイツ DE	イギリス GB	フランス FR		
ルート	各国別	各国別	各国別	各国別	各国別
	PCT	PCT	PCT	PCT	PCT
[提案の要旨]			[先行技術資料名]		
39 ラミアルスキエニエ像を得るOCTプロセ ス、そのプロセッサと制御装置のステータス に、回転伝送部材と、ステータスの同一 薄性体とを設け、そのステータスに設けら るようとした					
[連絡事項]					

P 11947

法	暦	年度	番号
基礎出願番号			
原出願			
原整理番号		国	

[備考]

受付

8.27

整理番号

分符

分野コード

事務所

出願依頼日

98PD1577

E470

IS

980226

Translation Docket No.98P1577 #2

A. Request for filing an Application

B. ☒ Japan / Foreign country

C. To: Ito-shin Patent Office

D. From: Olympus Optical Company Ltd., Intellectual Property & Legal Department
A stamp of Mr. Nakano August 25, 1998

E: Law division/Application division

☒ Patent

Utility model

Design patent

(Open publication)

F. Desired filing date: September 25, 1998

G. Name (Provisional)

A Light Imaging Apparatus

H. Request for search at the filing

Yes ☒ No

Request for examine at the filing

Yes ☒ No

I. Assignor

Address; Olympus Optical Co. Ltd.,
2-43-2 Hatagaya Shibuya-ku Tokyo

Name; Akihiro Horii

J. Applicant: Olympus Optical Co. Ltd.

K. Summary of propose

An OCT scope obtaining a image by a radial scanning, which is provided a elastic material between rotational transmission members and a light connector in a connector of a light probe and an observation apparatus, therefore it causes a secure optical contact.

L.

Docket #	98P01577
Cord of field	E420
Outside agency	IS
Date of request for firing	August 26, 1998

M.

A stamp of the Receipt August 27,1998 Ito-shin Patent Office

整理番号=98P01577

ページ (1 / 2)

【書類名】

特許願

【整理番号】

98P01577

【提出日】

平成10年9月21日

【あて先】

特許庁長官殿

【国際特許分類】

A61B 1/00

A61B 10/00

【発明の名称】

光イメージング装置

【請求項の数】

1

【発明者】

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパ

ス光学工業株式会社内

【氏名】

堀井 章弘

【特許出願人】

【識別番号】

000000376

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

【代表者】

岸本 正壽

【代理人】

【識別番号】

100076233

【弁理士】

【氏名又は名称】

伊藤 進

【手数料の表示】

【予納台帳番号】

013387

【納付金額】

21000

【提出物件の目録】

【物件名】

明細書 1

【物件名】

図面 1

【物件名】

要約書 1

【包括委任状番号】

9101363

整理番号=98P01577

ページ (2 / 2)

【プルーフの要否】

プルーフ要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 光イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光を受光する光走査プローブと、該光走査プローブが着脱自在に接続され、前記光走査プローブを経て受光した光の情報から被検体の断層像を構築する観測装置とを備えた光イメージング装置において、

少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されたシースと、
シースの基端に設けられたハウジングを観測装置に取り付ける着脱手段と、
前記シースの内部に長手方向の軸周りに回転自在に設けられているパイプ部材と、

前記パイプ部材基端部に設けられた回転力伝達部材と、
回転力伝達部材をハウジングに回転自在に保持する回転保持手段と、
前記パイプ部材の内部に設けられているシングルモードファイバで形成され、
その先端部は前記パイプ部材の先端に固定されており、低干渉性光源から出射される光がその基端に入射されるように設けられているファイバと、

前記ファイバ先端からの出射光を集光するレンズと、
出射光の光路を変更するために前記レンズに固定されている出射光路変更手段と、

前記ファイバの基端部に設けられたファイバ端固定手段と、
前記ファイバ端固定手段と回転力伝達部材の間に設けられた弾性手段を有する光走査プローブと；

光プローブの回転力伝達部材に回転力を付与する回転駆動装置と、
光プローブのシングルモードファイバに観測装置に設けられた観測光を送受するファイバを接続する光接続手段と、を有する観測装置と；

からなり、着脱手段により前記光プローブと前記観測装置を接続した際に前記光プローブの弾性手段によりファイバ端固定手段が前記光接続手段に圧接し、光接続を行うことを特徴とする光イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、生体組織を診断する場合、組織内部の光学的情報を得ることのできる装置として、低干渉性光を用いて被検体に対する断層像を得る干渉型のOCT（オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィ）が例えば特公平6-511312号公報に開示されている。

【0003】

特公平6-511312では体腔内に挿入するための外側のチューブ状シースに対して内側に光ファイバおよび光学素子が設けられた回転チューブを設けたプローブが開示されている。しかし、プローブの着脱手段がないため、体腔内での使用に必要な洗浄・滅菌ができない。また、先端のプリズム等の光学素子が外側シースに対して露出して回転しているため、生体を傷つける可能性が有る。

【0004】

それに対し、特願平9-313924には、光プローブ部と観測装置部を着脱可能なOCT用光プローブが開示されている。着脱可能なコネクタ部を有し、先端のプリズム等の光学素子まで透明なシースで覆って密封している。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、この技術では、光プローブのコネクタ部に設けられた回転チューブを回転させる回転伝達手段の回転軸と、観測装置に設けられた回転駆動手段の回転軸が正確に一致しないと、回転力の伝達が円滑に行われず、回転ムラや回転速度の不安定が生じるが、実際には2つの回転軸を正確に一致させることは困難である。

【0006】

さらに、回転チューブの基端部の回転伝達手段と光ファイバ接続部材が一体になっているため、2つの回転軸の間に傾きが生じたり、回転軸を支持するベアリングにガタが生じてファイバの方向に移動すると、光プローブの光ファイバと観測装置側の光ファイバの接続が不安定になるという問題点があった。

【0007】

特に、OCTで用いられるシングルモードファイバの場合数 μ の精度でファイバコアを突き合わせる必要があるので、わずかなズレやわずかなファイバ端の間隔が大きな光損失を生じ、観察のS/N比を悪化させたり、回転による接続状態の変化による観察像の強度のムラが生じる。

【0008】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、光走査プローブのコネクタ部に設けられた回転力伝達手段の回転軸と、観測装置に設けられた回転駆動手段の回転軸の間に、軸同士のずれ、角度の傾き、軸方向のガタが存在しても、光走査プローブの光ファイバと観測装置側の光ファイバの安定した接続を確保することができる光イメージング装置を提供することを目的としている。

【0009】

【課題を解決するための手段】

被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光を受光する光走査プローブと、該光走査プローブが着脱自在に接続され、前記光走査プローブを経て受光した光の情報から被検体の断層像を構築する観測装置とを備えた光イメージング装置において、

少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されたシースと、

シースの基端に設けられたハウジングを観測装置に取り付ける着脱手段と、

前記シースの内部に長手方向の軸周りに回転自在に設けられているパイプ部材と、

前記パイプ部材基端部に設けられた回転力伝達部材と、

回転力伝達部材をハウジングに回転自在に保持する回転保持手段と、

前記パイプ部材の内部に設けられているシングルモードファイバで形成され、その先端部は前記パイプ部材の先端に固定されており、低干渉性光源から出射される光がその基端に入射されるように設けられているファイバと、

前記ファイバ先端からの出射光を集光するレンズと、

出射光の光路を変更するために前記レンズに固定されている出射光路変更手段と、

前記ファイバの基端部に設けられたファイバ端固定手段と、

前記ファイバ端固定手段と回転力伝達部材の間に設けられた弾性手段を有する光走査プローブと；

光プローブの回転力伝達部材に回転力を付与する回転駆動装置と、

光プローブのシングルモードファイバに観測装置に設けられた観測光を送受するファイバを接続する光接続手段と、を有する観測装置と；

からなり、着脱手段により前記光プローブと前記観測装置を接続した際に前記光走査プローブの弾性手段によりファイバ端固定手段が前記光接続手段に圧接し、光接続を行う構成により、光走査プローブのファイバ端は、観測装置のファイバ端に押し付けられながら回転するため、回転力伝達部材の回転軸と、観測装置に設けられた回転駆動装置の回転軸の間に、回転軸のずれ、傾き角度の傾き、軸方向のガタに関わらず、両ファイバ端同士の安定した接続が行われる。

【 0 0 1 0 】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図7は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の光イメージング装置の構成を示し、図2は光走査プローブが挿通される内視鏡を光走査プローブと共に示し、図3は光走査プローブ及び回転駆動装置の構成を示し、図4は光走査プローブの詳細な構成を示し、図5はコネクタ部と回転駆動装置との接続部の構成を示し、図6は図5のA-A、B-B断面などを示し、図7は洗浄及び保管時のコネクタ部の状態を示す。

【0011】

本実施の形態の目的は光プローブのコネクタ部に設けられた回転チューブを回転させる回転伝達手段の回転軸と、観測装置に設けられた回転駆動手段の回転軸の間の、軸同士のずれ、角度の傾き、軸方向のガタを防止し、光プローブの光ファイバと観測装置側の光ファイバの安定した接続が確保できるようにする。また、回転力が回転駆動手段の回転軸から回転伝達手段の回転軸に円滑な伝達されるようにする。

【0012】

また、光走査プローブと観測装置の接続部のファイバ端が汚損しても、ファイバ端の再研磨なしに、観測装置の光プローブとの接続部に、設けられた着脱可能なシングルモードファイバを交換し、ファイバ端の再研磨作業無しに良好な光接続を確保できるようにする。

さらに、コネクタ部の観測装置への取り付けが一度の取り付け動作で、回転力伝達の接続と、光接続手段の接続が同時に行え、使い勝手が良い装置を提供する事などである。

【0013】

図1に示す光イメージング装置（光断層画像装置）1Aは観測装置27内に超高輝度発光ダイオード（以下、SLDと略記）等の低干渉性光源2を設けている。この低干渉性光源2はその波長が例えば1300nmで、その可干渉距離が例えば17μm程度であるような短い距離範囲のみで干渉性を示す低干渉性光の特徴を備えている。つまり、この光を例えば2つに分岐した後、再び混合した場合には分岐した点から混合した点までの2つの光路長の差が17μm程度の短い距離範囲内の場合には干渉した光として検出され、それより光路長が大きい場合には干渉しない特性を示す。

【0014】

この低干渉性光源2の光は第1のシングルモードファイバ3の一端に入射され、他方の端面（先端面）側に伝送される。この第1のシングルモードファイバ3は途中の光カップラ部4で第2のシングルモードファイバ5と光学的に結像されている。従って、この光カップラ部4で2つに分岐されて伝送される。

【0015】

第1のシングルモードファイバ3の(光カップラ部4より)先端側には、非回転部と回転部とで光を伝送可能な結合を行う光ロータリジョイント6が介挿され、この光ロータリジョイント6内の第3のシングルモードファイバ7の先端に光走査プローブ8のコネクタ部9が着脱自在で接続され、この光走査プローブ8内に挿通され、回転駆動される第4のシングルモードファイバ10に低干渉性光源2の光が伝送(導光)される。

【0016】

そして、伝送された光は光走査プローブ8の先端側から被検体としての生体組織11側に走査されながら照射される。また、生体組織11側での表面或いは内部での散乱などした反射光の一部が取り込まれ、逆の光路を経て第1のシングルモードファイバ3側に戻り、光カップラ部4によりその一部が第2のシングルモードファイバ5側に移り、第2のシングルモードファイバ5の一端から光検出器としての例えばフォトダイオード12に入射される。

なお、光ロータリジョイント6のロータ側は観測装置27内の回転駆動装置13によって回転駆動される。

【0017】

また、第2のシングルモードファイバ5の光カップラ部4より先端側には基準光の光路長を変える光路長の可変機構14が設けてある。この光路長の可変機構14は光走査プローブ8により生体組織11の深さ方向に所定の走査範囲だけ走査する光路長に対応してこの走査範囲の光路長だけ高速に変化する第1の光路長変化手段と、光走査プローブ8を交換して使用した場合の個々の光走査プローブ8の長さのバラツキを吸収できるようにその長さのバラツキ程度の光路長を変化できる第2の光路長の変化手段とを備えている。

【0018】

第2のシングルモードファイバ5の先端に対向して1軸ステージ18上に取り付けられ、符号aで示す方向に移動自在のコリメートレンズ30と、これに対向して配置されたレンズ15を介してグレーティング16が配置され、このグレーティング(回折格子)16と対応するレンズ17を介して微小角度で回動可能な

ガルバノメータ19が第1の光路長の変化手段として取付けられており、このガルバノメータミラー19はガルバノメータコントローラ20により、符号bで示すように高速に回転的に振動される。

【0019】

このガルバノメータミラー19はガルバノメータのミラーにより反射させるもので、ガルバノメータに交流の駆動信号を印加してその可動部分に取り付けたミラーを高速に回転的に振動させるものである。

【0020】

つまり、光走査プローブ8により、生体組織11の深さ方向に所定の距離だけ高速に走査できるようにガルバノメータコントローラ20により、駆動信号が印加され、この駆動信号により符号bで示すように高速に回転的に振動する。

そして、この回転的振動により第2のシングルモードファイバ5の端面から出射され、ガルバノメータミラー19で反射されて戻る光の光路長は生体組織11の深さ方向に走査する所定の距離の走査範囲だけ変化する。

【0021】

つまり、ガルバノメータミラー19により、深さ方向の断層像を得るための第1の光路長の変化手段を形成している。このガルバノメータミラー19による光路長の変化手段はSCIENCE VOL. 276、1997、pp2037-2039に開示されている。

また、第2のシングルモードファイバ5およびコリメートレンズ30は、その光軸方向に符号aで示すように移動自在な1軸ステージ18上に設けられ、第2の光路長の変化手段となっている。

また、第2のシングルモードファイバ5には、ファイバで構成される干渉系全体および光走査プローブ8内のファイバの曲げによって生じる複屈折性の影響を取り除くための偏波面調整用のファイバループ29が設けられている。

【0022】

一方、1軸ステージ18は光走査プローブ8を交換した場合に対し、光走査プローブ8の光路長のバラツキを吸収できるだけの光路長の変換範囲を有する第2の光路長の変換手段を形成すると共に、ガルバノメータミラー19による光路長

を過経して深さ方向の画像を得る場合に所望とする位置（例えば、光走査プローブ8の先端が生体組織の表面に密着していない場合でも、1軸ステージ18による光路長を変化させることにより、生体組織11の表面位置から干渉する状態に設定することにより、その表面位置）から画像化することができるようオフセットを調整する調整手段の機能も備えているようにしている。

【0023】

この1軸ステージ18はステージ移動用のモータを備え、位置制御装置21によりそのモータに駆動信号を印加することにより1軸ステージ18は符号aで示す方向に移動する。

この光路長の変換機構14で光路長が変えられた光は第2のシングルモードファイバ5の途中に設けたカップラ部4で第1のシングルモードファイバ3側から漏れた光と混合されて、共にフォトダイオード12で受光される。

【0024】

なお、例えば第2のシングルモードファイバ5は1軸ステージ18をその可変範囲の中間位置付近に設定した状態では光カップラ部4から第4のシングルモードファイバ9等を経て光走査プローブ8の先端から生体組織11に至る光路長と、第2のシングルモードファイバ5を経て1軸ステージ18上のガルバノメータミラー19で反射される光路長とがほぼ等しい長さとなるように設定されている。

【0025】

そして、実際に接続して使用される光走査プローブ8に応じて1軸ステージ18の位置を可変設定することにより、個々の光走査プローブ8の長さのバラツキを吸収し、かつガルバノメータミラー19を高速で回転的振動或いは高速振動させてその基準光側の光路長を周期的に変化することにより、この光路長と等しい値となる生体組織11の深さ位置での反射光とを干渉させ、他の深さ部分での反射光は非干渉にすることができるようにしている。

【0026】

上記フォトダイオード12で光電変換された信号はアンプ22により増幅された後、復調器23に入力される。この復調器23では干渉した光の信号部分のみ

を抽出する復調処理を行い、その出力はA/D変換器24を経てコンピュータ25に入力される。このコンピュータ25では断層像に対応した画像データを生成し、モニタ26に出力し、その表示面にOCT像26aを表示する。

【0027】

このコンピュータ25は位置制御装置21と接続され、コンピュータ25は位置制御装置21を介して1軸ステージ18の位置の制御を行う。また、コンピュータ25はビデオ同期回路28と接続され、画像化する際のビデオ同期信号に同期して内部のメモリに断層像データを格納する。

【0028】

また、このビデオ同期回路28のビデオ同期信号はそれぞれガルバノメータコントローラ20と回転駆動装置13にも送られ、例えばガルバノメータコントローラ20はビデオ同期信号（より具体的には高速及び低速の2つのビデオ同期信号における高速の第1のビデオ同期信号）に同期した周期で駆動信号を出力し、回転駆動装置13はビデオ同期信号（より具体的には低速の第2のビデオ同期信号）に同期した周期で第1のビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力し、回転駆動装置13による回転により周方向に光を走査するようにしている。

【0029】

第1の実施の形態における光走査プローブ8は図2に示すように内視鏡31の鉗子挿通口32から鉗子挿通用チャンネルを経てその先端開口から光走査プローブ8の先端側を突出させることができる。

【0030】

この内視鏡31は体腔内に挿入し易いように細長で可撓性の挿入部33を有し、この挿入部33の後端には太幅の操作部34が設けてある。この挿入部33の後端付近には鉗子挿通口32が設けてあり、この鉗子挿通口32はその内部で鉗子挿通用チャンネルと連通している。

【0031】

挿入部33内には図示しないライトガイドが挿通され、このライトガイドの入射端を光源装置に接続し、照明光を伝送して挿入部33の先端部に設けた照明窓から出射し、患部等を照明する。また、照明窓に隣接して観察窓が設けられ、こ

の観察窓には対物光学系が取り付けられ、照明された患部等を光学系に観察できるようにしている。そして、内視鏡31の先端部の観察光学系の観察の下で、患部等の注目する部分の生体組織11側に光走査プローブ8により、低干渉性光を照射し、その生体組織11の内部の断層画像データを得て、モニタ26の表示面にOCT像26aを表示できるようにしている。

【0032】

また挿入部33の先端部には湾曲部35および（内視鏡）先端部36が設けられている。湾曲部35を経て光走査プローブ8を挿入させる時、また光走査プローブ8の先端37を内視鏡先端部36より突出させて生体組織11に接させる時、図2に示す様に光走査プローブの先端部36は小さな湾曲半径で湾曲する。

【0033】

図3は光走査プローブ8と、この光走査プローブ8が着脱自在で接続される観測装置側の回転駆動装置13の構成を示す。

図3に示すように光走査プローブ8は細長い管状の樹脂チューブで構成された光学シース38と、この光学シース38を回転駆動装置13に着脱自在で接続するコネクタ部9と、光学シース38の内側に設けられ、自在に回転することにより回転力を伝達するフレキシブルシャフト40と、フレキシブルシャフト40の内腔に設けられた第4のシングルモードファイバ10と、フレキシブルシャフト40の先端に接続されたレンズユニット39と、フレキシブルシャフト40の後端に接続された回転伝達コネクタ42と、第4のシングルモードファイバ10の後端に接続された光コネクタ41よりなる。

【0034】

この光走査プローブ8の後端が接続される回転駆動装置13は中空の回転シャフト43及びこの回転シャフト43の後端に接続された光ロータリジョイント6を有する。この回転シャフト43の先端部には光コネクタ41が設けられ、この光コネクタ41と光ロータリジョイント6は回転シャフト43の中空部内に配置された第3のシングルモードファイバ7で接続されている。

【0035】

また、回転駆動装置13は回転シャフト43を回転するモータ44及びその回

転シャフト43の回転を検出するエンコーダ45とを有し、モータ44の回転軸に取り付けたモータプーリ44aと、エンコーダプーリ45aの回転軸に取り付けたエンコーダプーリ45a及び回転シャフト43にはベルト46が掛け渡してある。

また、モータ44およびエンコーダ45は回転駆動コントローラ48に接続されている。

【0036】

次に、この回転駆動装置13の作用をまず説明する。モータ44の回転はモータプーリ44aに伝達され、ベルト46により回転シャフト43及びエンコーダプーリ45aに伝達される。エンコーダ45は回転シャフト43の回転速度を検出し、その回転速度が指定された速度になるように回転駆動コントローラ48によりモータ44の駆動電流を制御する。これにより、回転シャフト43は指定された速度で一定に回転する。また、回転シャフト43の回転角はエンコーダ45により検出され、回転駆動コントローラ48を経由して信号49がビデオ同期回路28側に送られる。

【0037】

この信号49は1回転を256パルスで分割したパルスであるA相であるA相信号49a、このA相に対し、45度の位相ずれをもつB相のB相信号49bと、1回転に1回のパルスである1回転信号49cとよりなる。

【0038】

次に、光走査プローブ8の作用を説明する。第3のシングルモードファイバ7で伝送された光は光コネクタ41によって第4のシングルモードファイバ10に伝達される。また、回転シャフト43の回転は回転伝達コネクタ42によってフレキシブルシャフト40に伝達される。

【0039】

第4のシングルモードファイバ10の伝送光はレンズユニット39に伝達され、光学シース38を通して検査光として外部に出射され、生体組織からの反射光を受光し、再び第4のシングルモードファイバ10に伝達する。フレキシブルシャフト40の先端はレンズユニット39に接続されているため、フレキシブルシャ

フト40、レンズユニット39、第4のシングルモードファイバ10は一体で回転する。

【0040】

図4は光走査グローブ8の詳細な構成を示す。光学シース38は柔軟性を有する樹脂チューブ50aと、これと例えば同質の樹脂で構成され、この樹脂チューブ50aの先端開口を閉塞する先端部材50bよりなり、例えば樹脂チューブ50aと先端部材50bは熱溶着で接合されている。

【0041】

レンズユニット39は低干渉性光の出射方向を変更する出射方向変更手段としてのプリズム51、低干渉性光の偏波面を回転するファラデーローテータ（ファラデー回転子）52、集光するGRINレンズ（屈折率分布型レンズ）53およびこれらを保持するレンズ枠54よりなる。また、第4のシングルモードファイバ10はフェルール55に、そのフェルール55の後端の接着剤57で接着されている。

【0042】

レンズユニット39、フェルール55及びフレキシブルシャフト40は中空の繋ぎ部材56で接続されている。また、フレキシブルシャフト40の先端は繋ぎ部材56に挿入され、接着剤58で接着して連結固定されている。

【0043】

第4のシングルモードファイバ10の中心軸Oに沿って伝送される低干渉性光は第4のシングルモードファイバ10の先端のファイバ端10aより出射され、対向するGRINレンズ53に入射して集光され、さらにプリズム51により方向を直角に曲げられ、シース50aを透過して観察ビーム62となり、例えばシース50aの外面から距離59の焦点63に集光する。

なお、光学シース38の先端側、より具体的には少なくともプリズム51に対向する部分の樹脂チューブ50aは低干渉性光を透過する光透過性の良い素材で形成されている。

【0044】

コネクタ部9と回転駆動装置13の詳細の構成を図5に示す。

コネクタ部9は以下のように構成されている。

コネクタ部9はそのケース部分を構成するコネクタケース64が回転駆動装置13のハウジング65に取付リング66によって着脱自在に接続できるようにしている。

【0045】

このコネクタケース64の先端のシース接続部67には光学シース38を形成する樹脂チューブ50aの後端が接続され、このコネクタケース64の内側にはフレキシブルシャフト40の後端に接続されるシャフト止め68が設けてある。このシャフト止め68とコネクタケース64は軸受け69によって回転自在に保持されている。シャフト止め68にはその周方向の対向する2箇所に回転伝達ピン70（図10（B）参照）が対向して設けられている。

【0046】

シャフト止め68の内腔にはシングルモードファイバ10とファイバ端に接合されたフェルール71とバネ受け72が設けられている。フェルール71は光コネクタ73に固定されている。光コネクタ73とバネ受け72の間にはバネ74が設けられ、その弾性力によりバネ受け72はシャフト止め68に押し付けられている。

【0047】

また、バネ受け72には図5の断面A-Aの図6（A）に示されるように突起72a及び72bが設けられ、シャフト止め68及び光コネクタ73にはそれに対応する凹部68a及び73aが設けられ、光コネクタ73がシャフト止め68に対して不用に回転するのを防止している。なお、取付リング66はコネクタケース64及びコネクタ部9全体を回転駆動装置13のハウジング65に着脱自在に接続する。

【0048】

次に、観測装置を構成する回転駆動装置13の詳細構成について説明する。

ハウジング65の内腔には回転シャフト76が設けられ、2つの軸受け77a、77bにより回転自在に保持されている。回転シャフト76との一端には光アダプタ78と対向して設けられた2つの回転伝達レバー79が設けられている。

図5の断面B-Bを示す図6 (B) のように光アダプタ78の外側の回転シャフト76には中心軸の周りで対向する2箇所の位置に回転伝達レバー79が前方に突出するように設けられ、各回転伝達レバー79にはシャフト止め68に後方に突出するように設けられた各回転伝達ピン70が隣接し、回転伝達レバー79が回転すると、周方向に隣接する回転伝達ピン70を押して共に回転させることにより、回転を伝達できるようにしている。

【0049】

また、回転シャフト76の後端にはプーリ部80が設けられており、このプーリ部80には、図6 (C) に示すように光ロータリジョイント6の回転ピン81を回転させるためのU字溝82とU字溝82と回転ピン81の間に設けられた弾性体83が設けられている。

また、回転シャフト76の内腔にはその前端に取り付けた光アダプタ81とその後端側に設けた光アダプタ84との間に設けられた光ファイバケーブル部85が設けてある。

【0050】

この光ファイバケーブル部85は、光アダプタ81と接続する光コネクタ86と、光アダプタ84と接続される光コネクタ87と、光コネクタ87と光コネクタ87を接続するシングルモードファイバ88とを有する。また、光ロータリジョイント6の光コネクタ89は光アダプタ84によって光コネクタ87に接続されている。

また、ハウジング65におけるコネクタ部9が挿入して接続されるコネクタ接続部には、軸90を中心に可動する挿入検知レバー91とスイッチ92が設けられており、コネクタ部9が挿入されたいない場合には図5の点線で示すような状態であり、コネクタ部9を挿入することにより、点線から実線で示すように回動する挿入検知レバー91によりスイッチ92をオンする。

【0051】

本実施の形態ではコネクタ部9を回転駆動装置13のコネクタ接続部に接続した場合、回転シャフト76の回転軸とコネクタ部9側のシャフト止め68の回転軸とが厳密に一致しないような場合にも、バネ受け72とシャフト止め68との

間に隙間を設けて回転軸相互の平行方向のズレを吸収するようにしている。

【0052】

また、バネ受け72とシャフト止め68とはその回転軸に対して回転対称の球面部68aで接しているため、回転軸相互の角度の相違も吸収できるようにしている。

【0053】

図7(A)はコネクタ部9の洗浄及び保管時の状態を示す。

防水キャップ93が取付リング66によってコネクタケース64に接続され、防水キャップ93とコネクタケース64の間には弾性体で構成された防水シール94が設けられ、水密構造となっている。また、防水キャップ93におけるフェルルール71に対する部分では光コネクタクリーナ95が設けられ、フェルルール71の光ファイバ端部が傷ついたり汚れたりすることを防止し、清浄に保つ作用を有している。

【0054】

また、防水キャップ93には水密テストキャップ96および水密テストキャップ96と防水キャップ93の水密を保つためのOリング97が設けられ、水密テストキャップ96を外し、圧力を加えた空気を導入し、光走査プローブ8より空気のリークがあるかどうかにより光走査プローブ8の水密状態を確認することが出来るようにしている。

【0055】

図7(B)はコネクタ部9が未装着時の回転駆動装置13におけるコネクタ接続部を示す。

【0056】

コネクタキャップ101がハウジング65に押し付けられ、未使用時にハウジング65内部に触れないように保護している。また、コネクタキャップ101の光アダプタ78に接する部分では防塵キャップ102が設けられ、光アダプタ78への塵の進入を防いでいる。

【0057】

挿入検知レバー91は図示しないバネにより右側方向に回転して押し付けられ

、その結果、スイッチ92は通電しない。

次に、図5、図7 (A) , (B) を参照して光コネクタ部9と回転駆動装置13の作用を説明する。

【0058】

防水キャップ93を光コネクタ部9より外し、コネクタキャップ101をハウジング65より外す。コネクタケース64をハウジング65に挿入し、取付リング66によりハウジング65に装着する。これにより、光コネクタ部9が回転駆動装置13に固定される。

【0059】

コネクタケース64の端部64aにより挿入検知レバー91が軸90を中心に左周り（反時計回り方向）に回転し、スイッチ92を通電させる。スイッチ92が通電して始めてモータ44に通電され、モータ44の回転はモータプーリ44aによりベルト46に伝達され、ベルト46により回転シャフト76のプーリ80に伝達される。

【0060】

回転シャフト76及び光アダプタ78、光ファイバケーブル85、光アダプタ84、光ロータリージョイント6の光コネクタ89と回転ピン81は一体で回転される。回転シャフト76に設けられた回転伝達レバー79が回転伝達ピン70を押し、コネクタ部9のシャフト止め68に回転を伝達する。

この時、バネ受け72に設けられた突起72a及び72bにより光コネクタ73もシャフト止め68と一体に回転する。そして、シャフト止め68の回転はフレキシブルシャフト40に伝達される。

【0061】

この時、一般に、回転シャフト76の回転軸とシャフト止め68の回転軸は厳密には一致しないが、バネ受け72とシャフト止め68の間には回転軸に対し径方向に隙間があるため、回転軸相互の平行方向のズレは吸収される。

また、バネ受け72とシャフト止め68は球面部68aで接しているため、回転軸相互の角度の相違も吸収される。またフェールール71はバネ74の弾性力により光アダプタ78に押し付けられているため、回転軸のずれが起きても、光フ

ファイバ同士の接続は保持される。

【0062】

また、挿入検知レバー91の移動によりスイッチ92が通電し、光走査プローブ8の挿入が検知されると、図示しない低干渉性光発光の表示ランプが点灯し、一定の時間の後、低干渉性光源2のインターロック回路（回路が非導通だと光源の発光が行われない安全回路）が導通し、低干渉性光の発光が行われる。

【0063】

本実施の形態によれば、光走査プローブ8のコネクタ部9に設けられた回転チューブを回転させる回転伝達手段の回転軸と、観測装置27側に設けられた回転駆動手段の回転軸の間に、軸同士のずれ、角度の傾き、軸方向のガタが存在しても、それらのずれ等を吸収して光走査プローブ8の光ファイバと観測装置27側の光ファイバとの安定した接続が確保できる。また、回転力が回転駆動手段の回転軸から回転伝達手段の回転軸に円滑な伝達される。

【0064】

また、光走査プローブ8と観測装置27の接続部のファイバ端が汚損しても、ファイバ端の再研磨なしに、観測装置27の光プローブとの接続部に、設けられた着脱可能なシングルモードファイバ88を交換し、ファイバ端の再研磨作業無しに良好な光接続を確保できる。

また、コネクタ部9の観測装置27への取り付けが一度の取り付け動作で、回転力伝達の接続と、光接続手段の接続が同時に行え、簡便である。

【0065】

（第2の実施の形態）

本実施の形態の目的は第1の実施の形態に同じである。図8に第2の実施の形態におけるコネクタ部の主要部の構成を示す。

図5との相違を以下に述べるが、それ以外は第1の実施の形態と同じである。シャフト止め68の代わりにシャフト止め103が設けられている。

【0066】

フェルール71はフェルール止め104に接続され、コネクタハウジング105とフェルール止め104は左右方向に摺動可能であり、フェルール止め104

は右方向にバネ106により押し付けられている。

【0067】

コネクタハウジング105の根元側はテーパ状をしており、シャフト止め103に設けられたデルリンなどの摺動性プラスチックで構成された摺動体107のR部108と接している。

接触がテーパ形状とR形状のためコネクタハウジング105はシャフト止め103の回転軸に対して若干可動である。

【0068】

コネクタハウジング105は断面C-Cを示す図8(B)に示すように、平面109を有し、シャフト止め103には回転防止ピン110が設けられており、シャフト止め103、コネクタハウジング105、回転防止ピン110の間にはそれぞれ隙間があるため、コネクタハウジング105はシャフト止め103に対して一体で回転するが、若干可動である。

【0069】

よって、第1の実施の形態の図5と同じように、回転シャフト76と光コネクタ部9の回転軸相互にずれが生じても吸収することが出来る。

本実施の形態は以下の効果を有する。

【0070】

第1の実施の形態に加え、コネクタハウジング105、フェルール止め104、フェルール71、バネ106等をFCコネクタ等、市販の光コネクタ部品で構成でき、安価にできる。

【0071】

(第3の実施の形態)

次に本発明の第3の実施の形態を説明する。本実施の形態の目的は第1の実施の形態と同じである。

図9は第3の実施の形態におけるコネクタ部及び回転駆動装置のコネクタ接続部の構成を示す。

【0072】

図9に示す第3の実施の形態と、図5に示す第1の実施の形態との相違は、第

1の実施の形態では回転駆動装置13側の光アダプタ78が回転シャフト76と一体に回転するのに対し、本実施の形態では、固定されることである。

本実施の形態ではコネクタケース64の内側に配置された図5のシャフト止め68の代わりに設けたシャフト止め111には図5の回転伝達ピン70は設けられていない。

【0073】

また、図5の回転シャフト76の代わりに設けられた回転シャフト115の内腔には光ファイバアダプタ116が設けられている。この光ファイバアダプタ116の先端は光アダプタ部117となり、この光アダプタ部117にはフェルール118が設けられている。

【0074】

光ファイバアダプタ116の後端にはフェルール119が設けられ、ネジ部120によりアダプタ121に固定されている。アダプタ121はハウジング65に固定されているため、光ファイバアダプタ116もハウジング65に対して固定されている。

アダプタ121によりフェルール119と光コネクタ122が接続される。フェルール118とフェルール119にはシングルモードファイバ88が挿通されている。

【0075】

シャフト止め111の後端部（着脱の場合の先端部）112と回転シャフト114の先端部115は図9のD-D断面を示す図10に示されるように、周方向に交互に端部が隣接するように配置され、回転シャフト114の回転は先端部115及び後端部112によってシャフト止め111に伝達される。

また、回転シャフト115の先端部には複数の回転止め124が設けられている。コネクタ部9が挿入されていない状態では、挿入検知レバー91は図示されないバネにより点線で示される位置に保持されている。

【0076】

そのため、挿入検知レバー91と、回転止め124が干渉し回転シャフト115は一定角度以上回転しない。コネクタ部9が挿入されると挿入検知レバー91

は実線で示される位置に移動するので、回転止め 1 2 4 と干渉せず、回転シャフト 1 1 5 は回転可能になる。これにより、スイッチ 9 2 による非挿入時の電氣的な回転防止にさらに機械的手段による回転防止が加わり、回転部の巻き込み防止に有効である。

【 0 0 7 7 】

本実施の形態は第 1 の実施の形態の効果に加え、回転駆動装置 1 3 と光走査プローブ 8 の光接続部が、第 1 の実施の形態の光ロータリジョイント 6 を兼ねるため安価にできる。

【 0 0 7 8 】

(第 4 の実施の形態)

本実施の形態の目的は光プローブのコネクタ部に設けられた回転チューブを回転させる回転伝達手段の回転軸と、観測装置に設けられた回転駆動手段の回転軸の間の、軸同士のずれ、角度の傾き、軸方向のガタを防止し、光プローブの光ファイバと観測装置側の光ファイバの安定した接続が確保できるようにする。また、回転力が回転駆動手段の回転軸から回転伝達手段の回転軸に円滑な伝達されるようにする。

【 0 0 7 9 】

また、光走査プローブと回転伝達手段との光コネクタと回転伝達手段が一つで済むため構造が単純で安価にできるようにする。

さらに、光コネクタに F C コネクタ等市販の光コネクタ部品で構成でき、安価にできるようにする事などである。

【 0 0 8 0 】

図 1 1 に本発明の第 4 の実施の形態のコネクタ部及び回転駆動装置の構造を示す。図 5 との相違を以下に示すが、それ以外は第 1 の実施の形態と同じである。

図 5 のコネクタケース 6 4 の代わりにコネクタケース 1 2 5 が設けられている。このコネクタケース 1 2 5 の内側のシャフト止め 6 8 はコネクタケース 1 2 5 に 2 つの軸受け 6 9 で回転自在に支持されている。

【 0 0 8 1 】

コネクタケース 1 2 5 は、パイプ状のスライドパイプ 1 2 6 に内接しており、

スライドパイプ126はコネクタケース125に対して左右方向に図11の点線で示される位置127まで摺動可能である。

【0082】

スライドパイプ126は取付リング66により回転駆動装置13のハウジング65に固定される。コネクタケース125には回転止め128が設けられ、スライドパイプ126にはスライド用長孔129が設けられているため、コネクタケース125がシャフト止め68と一緒に回転してしまうことはない。

【0083】

また、スライドパイプ126の後端（着脱の場合の先端）には図12に示すように突起126aが設けられ、ハウジング65に設けられた凹部65aと対応し、回転止めを形成し、取付リング66でスライドパイプ126をハウジング65に取り付けた場合には相互に回転しないような構成になっている。

フェルール71は光コネクタハウジング130に接続され、光コネクタハウジング130はシャフト止め68に接合されている。

【0084】

本実施の形態の回転駆動装置13における図5との相違は、回転シャフト76の先端に回転伝達レバー79がなく、光アダプタ78のみが設けてある。光コネクタハウジング130には回転止めの突起131が設けられ、光アダプタ78にはそれに対応する凹部132を有する。光コネクタハウジング130は止めネジ133によって光アダプタ78に取り付けられる。

【0085】

回転伝達装置13からの回転力の伝達は光アダプタ78と光コネクタハウジング130との接続で行われる。回転力は回転止め131および凹部により行われる。

コネクタ部9を回転駆動装置13に接続する場合には、スライドパイプ128を位置127にスライドさせ、光コネクタハウジング130およびフェルール71を光アダプタ78に接続し、止めネジ133によって取り付ける。

【0086】

次にスライドパイプ126をハウジング65に挿入し、取付リング66で固定

する。本実施の形態の場合、回転シャフト76の回転軸と、シャフト止め68の回転軸は正確に一致していないと、回転ぶれによる損失が非常に大きくなるため、光アダプタ78、光コネクタハウジング130とシャフト止め68、コネクタケース125、スライドパイプ126などの回転軸に対する位置精度が高くなるように製作する必要がある。

【0087】

本実施の形態によれば、第1の実施の形態の効果に加え、光走査プローブ8と回転伝達手段との光コネクタと回転伝達手段が一つで済むため構造が単純で安価にでき、かつ、光コネクタにFCコネクタ等市販の光コネクタ部品で構成でき、安価にできる効果がある。

【0088】

(第5の実施の形態)

本実施の形態の目的は回転チューブの回転速度にムラが生じても、回転角度と位置の関係が正しい回転走査像を得ることができるようにする。

また、連続的な回転走査像を得ることができるようにする。

【0089】

図13は光走査手段による深さ方向の走査のタイミングと光走査プローブ8の回転角度の関係を示す。

図13(A)に示されるように高速でガルバノメータミラー19を駆動する場合には、一定の周期で繰り返し駆動するのが一般的である。この時、走査周期は一定となる。しかし、実際には光走査プローブ8のフレキシブルシャフト40による回転は湾曲による抵抗等により一定にならない。

【0090】

これを模式的に示したのが図13(B)である。一回の深さ方向の走査の走査の方向をt0からt7の線で示す。t0～t7の時間的間隔は一定であるが、回転速度が一定でないためにt0からt4の線の角度の間隔は広いが、t5からt7の線の間隔は狭い。

【0091】

OCTにより得られる深さ方向の情報は図13(C)に示す通りである。ここ

で、横軸が時間 t 、縦軸がOCT信号（OCT情報）である。ミラー19をスキャンし始めた時点（ $t_0 \sim t_7$ ）からの時間で得られる情報が深さ方向のOCT情報に対応している。

図14にこのような走査方法で、光走査プローブ8の回転方向の走査の速度ムラを補正して観察像として表示する手段を示す。

【0092】

ガルバノメータコントローラ20からの走査タイミング（図13の t_0 から t_7 に相当）信号がフレームメモリ141にx受信開始信号として受信される。OCTの干渉信号は復調器23とA/Dコンバータ24により強度信号142としてフレームメモリ141に入力される。エンコーダ45により検出された光走査プローブの回転角は、一回転に一度のZ信号49cがフレームメモリ141に面受信開始信号として受信される。 α を基準として検出される。

【0093】

エンコーダ45出力信号49a, 49b, 49cは相対位置算出手段143に入力され、光走査プローブ8の回転角が検出される。またガルバノメータコントローラ20からのタイミング信号144も相対位置算出手段143に入力されるので、図13（B）の t_0 から t_7 と θ_0 から θ_7 との相対的な関係が算出できる。

【0094】

相対位置算出手段143からのプローブ回転角と走査タイミングの関係から補間演算手段145はフレームメモリ141の記憶情報を用いて観察像データ146をフレームメモリ147上に格納し、それがモニタ26にOCT像として表示されるようになっている。

【0095】

次に作用を説明する。

フレームメモリ141は多数め時系列的な1次元情報の集合を多数の1次元情報の列として2次元で記憶できるメモリである。エンコーダ45のZ信号49cにより新しい2次元情報の記憶を開始する。

【0096】

ガルバノメータコントローラ20からの走査開始のタイミング信号144が入力すると、1次元情報の列の記録を開始する。その後もタイミング信号144の入力により一回の深さ方向の走査が行われるたびに1次元情報の列の記録を行う。

【0097】

相対位置検出手段143はそれぞれの深さ方向の走査($t_0 \sim t_7$)がどの回転角度($\theta_0 \sim \theta_7$)で行われたかの回転の情報を持っている。相対位置検出手段143は図13(D)に示される一定の間隔の回転角度(θ_1')で像 t_1' を得ようとした場合に、どの走査(t_0)とどの走査(t_1)の間のどの角度位置(α)かの角度情報を補間演算手段145に送る。

【0098】

補間演算手段145は、欲しい方向の情報をフレームメモリ141より読み出した近傍の2つ以上の走査の信号から補間して得る。

補間の方法は角度の近さによる比例分配による簡単なものから多項式やスプライン曲線による補完などの方法を用いることができる。補完演算手段138は演算で得られた信号を半径方向に表示されるように変換しながらフレームメモリ147に記録する。

【0099】

このとき、回転中心に近い側は情報が密に存在するが、遠い側は疎にしか存在しないので、その部分は同様の技術で補間を行い滑らかな様の像として表示する。

【0100】

実際には像をリアルタイムで得たいため、相対位置算出手段143は記憶した一回前の回転の情報に基づいて算出を行う。また、得た信号を極力短い処理時間で表示したいため、フレームメモリ141のOCT強度信号の書き込みと、補間演算手段145によるフレームメモリ141の読み込みと補間演算手段145によるフレームメモリ147の書き出しはほぼ同時に行われる。

そのため、フレームメモリ141は数回の走査の列の情報を記憶するだけの容

量が有れば十分である。

【0101】

図15 (A)、15 (B) に別の方法を示す。

図13の場合とは異なり、高速な可変走査手段を用いて、定まった間隔の角度 $\Delta\theta$ の回転をエンコーダ45で検出するたびに走査開始信号($t_0 \sim t_7$)を発し、深さ方向の走査を行う方法である。

【0102】

この方法であれば深さ方向の走査タイミングと回転角度のずれが起きないため、図14に示したような補間演算手段145のような高速演算手段を用いず、正しい像を表示することができる。

【0103】

[付記]

1. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光を受光する光走査プローブと、該光走査プローブが着脱自在に接続され、前記光走査プローブを経て受光した光の情報から被検体の断層像を構築する観測装置とを備えた光イメージング装置において、

全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されており、先端が開口していないシースと、

シースの基端に設けられたハウジングとハウジングを観測装置に取り付ける着脱手段と、

前記シースの内部に長手方向の軸周りに回転自在に設けられている柔軟なパイプ部材と

前記パイプ部材基端部に設けられた回転力伝達部材と、

回転力伝達部材をハウジングに回転自在に保持する回転保持手段と、

前記柔軟なパイプ部材の内部に設けられているシングルモードファイバで形成され、その先端部は前記パイプ部材の先端に固定されており、低干渉性光源から出射される光がその基端に入射されるように設けられているファイバと、

前記ファイバ先端に設けられたファイバからの出射光を集光するレンズと、

出射光の光路を変更するために前記レンズに固定されている出射光路変更手段

と、

ファイバの基端部に設けられたファイバ端固定手段と、

ファイバ端固定手段と回転力伝達部材の間に設けられた弾性手段を有する光走査プローブと；

光プローブの回転力伝達部材に回転力を付与する回転駆動装置と、

光プローブのシングルモードファイバに観測装置に設けられた観測光を送受するファイバを接続する光接続手段、を有する観測装置と；

からなり、着脱手段により前記光プローブと前記観測装置を接続した際に前記光プローブの弾性手段によりファイバ端固定手段が前記光接続手段に圧接し、光接続を行うことを特徴とする光イメージング装置。

【0104】

1-1. 付記1において、弾性手段が、弾性体と弾性体を保持する保持手段よりなる。

1-2. 付記1において、ファイバ端固定手段、弾性手段、および回転力伝達部材の何れかに回転軸の径方向に、相互の回転軸が平行に相違して回転するための空隙を有する。

【0105】

1-3. 付記1において、ファイバ端固定手段、弾性手段、および回転力伝達部材の何れかの間に、相互の回転軸が角度を有して回転するための軸受を有する。

1-3-1. 付記1-3において、軸受が球面軸受である。

1-3-2. 付記1-3において、軸受がテーパ形状と曲面が接する構成である。

1-4. 付記1において、回転力伝達部材とファイバ端固定手段が相対的に一定以上の回転が起こらないための回転規制部材を有する。

【0106】

(付記1群の作用) 付記1の構成により、光プローブの光ファイバ端は、観測装置の光ファイバ端に押し付けられながら回転するため、回転チューブを回転させる回転伝達手段の回転軸と、観測装置に設けられた回転駆動手段の回転軸の間に、回転軸のずれ、傾き角度の傾き、軸方向のガタに関わらず光ファイバ同士の接

続が行われる。

【 0 1 0 7 】

(付記 1－2、1－3の目的)：回転力が回転駆動手段の回転軸から回転伝達手段の回転軸に円滑な伝達されるようにする。

(付記 1－2の作用) 回転軸同士の間、軸同士のずれが存在しても、平行方向のずれが回転軸の径方向に設けられた空隙に吸収されるため、回転力が回転駆動手段の回転軸から回転伝達手段の回転軸に円滑な伝達される。

(付記 1－3) 回転軸同士の間、角度の傾きが存在しても、傾きのずれが軸受に吸収されるため、回転力が回転駆動手段の回転軸から回転伝達手段の回転軸に円滑な伝達される。

【 0 1 0 8 】

2. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光プローブおよび観測装置であって

、
全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されており、先端が開口していないシースと、

シースの基端に設けられたハウジングとハウジングを観測装置に取り付けるハウジング着脱手段と、

前記シースの内部に長手方向の軸まわりに回転自在に設けられている柔軟なパイプ部材と、

前記柔軟なパイプ部材の内部に設けられているシングルモードファイバで形成され、その基端部および先端部は、それぞれ前記パイプ部材の基端および先端に固定されており、低干渉性光源から出射される光がその基端に入射されるように設けられているファイバと、

前記ファイバ先端に設けられたファイバからの出射光を集光するレンズと、
出射光の光路を変更するために前記レンズに固定されている出射光路変更手段と

、
前記パイプ部材基端部に設けられ、ファイバ基端部を固定するファイバ端固定手段と、

ファイバ端固定手段をハウジングに回転自在に保持する回転保持手段を有する光プローブと、

光プローブのパイプ部材に回転力を付与する回転駆動装置と、

光プローブのシングルモードファイバに、観測光を送受するファイバを接続する観測装置に設けられた光接続手段、を有する観測装置からなり、

光プローブのファイバ端固定手段に光接続手段とのファイバ端着脱手段が設けられ、観測装置の回転駆動装置が光接続手段を回転させることを特徴とする光走査プローブ装置。

【 0 1 0 9 】

2-1. 付記2において、ハウジング着脱手段が、ハウジングをファイバ端固定手段の回転軸の方向に移動可能な状態で、観測装置に接続する。

(付記1、2の目的) 光プローブのコネクタ部に設けられた回転チューブを回転させる回転伝達手段の回転軸と、観測装置に設けられた回転駆動手段の回転軸の間に、軸同士のずれ、角度の傾き、軸方向のガタが存在しても、光プローブの光ファイバと観測装置側の光ファイバの安定した接続を確保すること。

(付記2-1の目的) ファイバ固定手段を光接続段に着脱を容易にする。

【 0 1 1 0 】

(付記2の作用) 付記2の構成により、光プローブの光ファイバ端は、ファイバ端着脱手段により、観測装置の光ファイバ端に確実に接続され、回転チューブを回転させる回転伝達手段の回転軸と、観測装置に設けられた回転駆動手段の回転軸が同時に確実に接続されるため、両軸の回転軸のずれ、傾き角度の傾き、軸方向のガタが取り除かれ、光ファイバ同士の確実な接続が行われた状態で回転することができる。

【 0 1 1 1 】

3. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光プローブおよび観測装置であって、

被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光を受光するシングルモードファイバと、

光プローブの先端部に設けられたファイバからの光を生体に照射し、受光する光学素子と光プローブを観測装置に取り付けるための着脱手段と、

観測装置に設けられたファイバ干渉系の物体光側に設けられた第1のシングルモードファイバと、

第1のシングルモードファイバに着脱可能に光接続された第2のシングルモードファイバと、

光プローブのシングルモードファイバに第2のシングルモードファイバを接続する光接続手段、を有する観測装置からなることを特徴とする光走査プローブ装置。

【0112】

3-1. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光プローブおよび観測装置であって、

全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されており、先端が開口していないシースと、

シースの基端に設けられたハウジングと、ハウジングを観測装置に取り付ける着脱手段と、

前記シースの内部に長手方向の軸まわりに回転自在に設けられている柔軟なパイプ部材と、

前記柔軟なパイプ部材の内部に設けられているシングルモードファイバで形成され、その基端部および先端部は前記パイプ部材の基端および先端に固定されており、低干渉性光源から出射される光がその基端に入射されるように設けられているファイバと、

前記ファイバ先端に設けられたファイバからの出射光を集光するレンズと、

出射光の光路を変更するために前記レンズに固定されている出射光路変更手段を有する光プローブと、

観測装置に設けられたファイバ干渉系の物体光側に設けられた第1のシングルモードファイバと、

前記パイプ部材に回転力を付与する回転手段と、

回転手段の内腔に設けられ、回転手段と一体に回転する第2のシングルモードファイバと、

固定された第1のシングルモードファイバと回転する第2のシングルモードファイバを接続する回転光ジョイントと、

第2のシングルモードファイバに着脱可能に光接続され、回転手段と一体に回転する第3のシングルモードファイバと、

光プローブのシングルモードファイバに第3のシングルモードファイバを接続する光接続手段と、

を有する観測装置からなることを特徴とする光走査プローブ装置。

【0113】

(付記3の背景)

(付記3に対する従来技術) 特願平9-313924で示されるような光プローブと観測装置の光ファイバ間の接続部は、光プローブの洗浄・滅菌のため、頻繁に着脱される。頻繁に着脱するとファイバ端面およびファイバ固定部材(フェルール)接触面の傷の発生が避けられないが、OCTで用いられるシングルモードファイバの場合数 μ のファイバコア同士を突き合わせて光接続をおこなうため、わずかなファイバ端面の傷や、ファイバ固定部材の傷によるわずかなファイバ端間の間隔が大きな光損失を生じ、観察のS/N比を悪化させたり、回転による接続状態の変化による観察像の強度のムラが生じる。

【0114】

傷が生じた場合には通常ファイバ端を有するフェルール端面の再研磨が行われるが、医療機器である観測装置や光プローブに組み込まれたファイバの場合、再研磨は技術的に困難な上、ユーザは再研磨の技術に不案内であり極めて困難である。

また、観測装置に組み込まれた回転する光ファイバと固定された光ファイバを接続する光ロータリジョイントは一般的に高価でファイバ端の傷により交換することは経済的でないという問題を有する。

【0115】

(付記3の目的) 光プローブと観測装置の接続部のファイバ端が汚損しても、フ

ファイバ端の再研磨なしに光プローブの光ファイバと観測装置側の光ファイバの安定した接続を確保する。

(付記3の作用) 観測装置の光走査プローブとの接続部に、着脱可能な第2のシングルモードファイバを設け、観測装置のファイバ接続端が汚損した場合は、第2のシングルモードファイバを交換し、ファイバ端の再研磨作業無しに良好な光接続を確保する。

【0116】

4. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置であって、

柔軟な樹脂チューブで構成されるシースと、

前記シースの内部に長手方向の軸まわりに回転自在に設けられている柔軟なパイプ部材と、

前記柔軟なパイプ部材の内部に設けられているシングルモードファイバで形成され、その基端部および先端部は、それぞれ前記パイプ部材の基端および先端に固定されており、低干渉性光源から出射される光がその基端に入射されるように設けられているファイバと、

前記ファイバ先端に設けられたファイバからの出射光を集光するレンズと、

出射光の光路を変更するために前記レンズに固定されている出射光路変更手段を有する光プローブと、

光プローブのパイプ部材に回転力を付与する回転駆動装置と、

パイプ部材の回転角度を検出する角度検出手段と、

光プローブと接続し、被検体から戻ってきた低干渉性光と基準光とを干渉させるとともに、前記干渉位置を伝播時間を変化することで光軸に対し軸方向に走査する走査手段と、

走査手段の走査タイミングを出力する走査タイミング検出手段と、

干渉信号を取得する干渉信号取得手段と、

走査タイミング検出手段より得られた回転角度に対応する、画像の中心から伸びる線状の位置に、干渉信号の情報を表示装置に表示する画像構成手段と、

を有する光イメージング装置。

【0117】

4-1. 走査タイミングに基づいて走査手段により走査して得た干渉信号を記録する記録手段と、

走査タイミングと角度検出手段より得られた走査タイミングと回転角度の関係を算出する関数算出手段と、

関数算出手段を用いて、定められた回転角度に対応する走査タイミングの情報を得、走査タイミング情報に基づき干渉信号の記録情報を記録手段より得、その情報を表示装置に表示する画像構成手段と、

画像構成手段が、定められた回転角度を変化させ、得られた干渉信号を回転角度に対応した位置に、輝度の変化として表示装置に表示することを特徴とする光イメージング装置。

【0118】

4-1-1. 付記4-1において、画像構成手段が表示する走査タイミングの情報に基づいて、複数回の走査に対応する記録情報より、数学的手法で補完して対応する干渉信号を生成し、その情報を表示装置に表示するもの。

4-1-2. 付記4-1において、記録手段が複数の1次元的な情報を記録したデジタルメモリであるもの。

【0119】

5. 被検体に低干渉性を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置であって、

柔軟な樹脂チューブで構成されるシースと、

前記シースの内部に長手方向の軸まわりに回転自在に設けられている柔軟なパイプ部材と、

前記柔軟なパイプ部材の内部に設けられているシングルモードファイバで形成され、その基端部および先端部は、それぞれ前記パイプ部材の基端および先端に固定されており、低干渉性光源から出射される光がその先端に入射されるように設けられているファイバと、

前記ファイバ先端に設けられたファイバからの出射光を集光するレンズと、

出射光の光路を変更するために前記レンズに固定されている出射光路変更手段を有する光プローブと、

光プローブのパイプ部材に回転力を付与する回転駆動装置と、

パイプ部材の回転角度を検出する角度検出手段と、

光プローブと接続し、被検体から戻ってきた低干渉性光と基準光とを干渉させるとともに、前記干渉位置を伝播時間を変化することで光軸に対し軸方向に走査する走査手段と、

干渉信号を取得する干渉信号取得手段と、

角度検出手段により定められた回転角が検出された時に、走査手段により干渉位置を変化させ、干渉信号を取得し、画像構成手段が、定められた回転角度を変化させ、得られた干渉信号を回転角度に対応した位置に、輝度の変化として表示装置に表示することを特徴とする光イメージング装置。

【0120】

(付記4、5の背景)

(付記4、5に対する従来技術) 特公平6-511312や、特願9-313924には、体腔内に挿入するための外側のチューブ状シースに対して内側に光ファイバおよび光学素子が設けられた回転チューブが設けられ、回転チューブの回転により、照射光および観察光の向きを回転し、走査するプローブが開示されている。

【0121】

その回転走査の間に、干渉位置を光の出射方向に走査し、干渉信号を取得し、その回転角度と干渉位置と干渉信号の強度を2次元の円周状の像に構成し表示するものである。

これらの技術では、特に光プローブが大きく湾曲していた場合、シースと回転チューブとの摩擦により、回転チューブの回転が一定速度にならず、回転速度にムラを生じる。

一般にリアルタイムで観察するために、干渉位置の走査はミラーの共振振動等を用いて高速に一定の走査タイミングで走査される。そのため、干渉位置の走査で得られる放射線状の像情報の角度の間隔は回転速度のムラに応じて一定ではな

い。

【0 1 2 2】

(付記4、5の目的) 回転チューブの回転速度にムラが生じて、回転角度と位置の関係が正しい回転走査像を得る。

(4-2の目的) 連続的な回転走査像を得る。

(付記4～5の作用)

付記4の構成により、検出された回転角に対応して干渉信号の像を表示することにより、角度と干渉信号の対応が正しい観察像が得られる。

付記4-1の構成により、得られた干渉信号の角度位置が離散的であっても、補完演算により連続的な観察像を得ることができる。

【0 1 2 3】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光を受光する光走査プローブと、該光走査プローブが着脱自在に接続され、前記光走査プローブを経て受光した光の情報から被検体の断層像を構築する観測装置とを備えた光イメージング装置において、

少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されたシースと、

シースの基端に設けられたハウジングを観測装置に取り付ける着脱手段と、

前記シースの内部に長手方向の軸周りに回転自在に設けられているパイプ部材と、

前記パイプ部材基端部に設けられた回転力伝達部材と、

回転力伝達部材をハウジングに回転自在に保持する回転保持手段と、

前記パイプ部材の内部に設けられているシングルモードファイバで形成され、その先端部は前記パイプ部材の先端に固定されており、低干渉性光源から出射される光がその基端に入射されるように設けられているファイバと、

前記ファイバ先端からの出射光を集光するレンズと、

出射光の光路を変更するために前記レンズに固定されている出射光路変更手段と、

前記ファイバの基端部に設けられたファイバ端固定手段と、

前記ファイバ端固定手段と回転力伝達部材の間に設けられた弾性手段とを有する光走査プローブと；

光プローブの回転力伝達部材に回転力を付与する回転駆動装置と、

光プローブのシングルモードファイバに観測装置に設けられた観測光を送受するファイバを接続する光接続手段と、を有する観測装置と；

からなり、前記光プローブと前記観測装置を接続した際に前記光プローブの弾性手段によりファイバ端固定手段が前記光接続手段に圧接して接続を行うようにしているので、光走査プローブのファイバ端は、弾性手段により観測装置のファイバ端に押し付けられながら回転するため、回転力伝達部材の回転軸と、観測装置に設けられた回転駆動装置の回転軸の間に、回転軸のずれ、傾き角度の傾き、軸方向のガタなどに関わらずそれらのずれ等を吸収して両ファイバ端同士の安定した接続を確保できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態の光イメージング装置の構成図。

【図 2】

光走査プローブが挿通される内視鏡を光走査プローブと共に示す図。

【図 3】

光走査プローブ及び回転駆動装置の構成を示す断面図。

【図 4】

光走査プローブの詳細な構成を示す断面図。

【図 5】

コネクタ部と回転駆動装置との接続部の構成を示す断面図。

【図 6】

図 5 の A-A, B-B 断面などを示す図。

【図 7】

洗浄及び保管時のコネクタ部の状態を示す断面図。

【図 8】

本発明の第 2 の実施の形態におけるコネクタ部の主要部の構成及び C-C 断面を

示す図。

【図 9】

本発明の第 3 の実施の形態におけるコネクタ部と回転駆動装置との接続部の構成を示す断面図。

【図 1 0】

図 9 の D - D 断面図。

【図 1 1】

本発明の第 4 の実施の形態におけるコネクタ部と回転駆動装置との接続部の構成を示す断面図。

【図 1 2】

図 1 1 におけるスライドパイプとハウジングとの間の回転止め機構を示す図。

【図 1 3】

光走査手段による深さ方向の走査タイミングと光走査プローブの回転角度の関係等を示す図。

【図 1 4】

光走査プローブの回転方向の走査の速度ムラを補正して観察像を表示する手段の主要部の構成を示すブロック図。

【図 1 5】

図 1 4 とじは異なる他の方法の説明図。

【符号の説明】

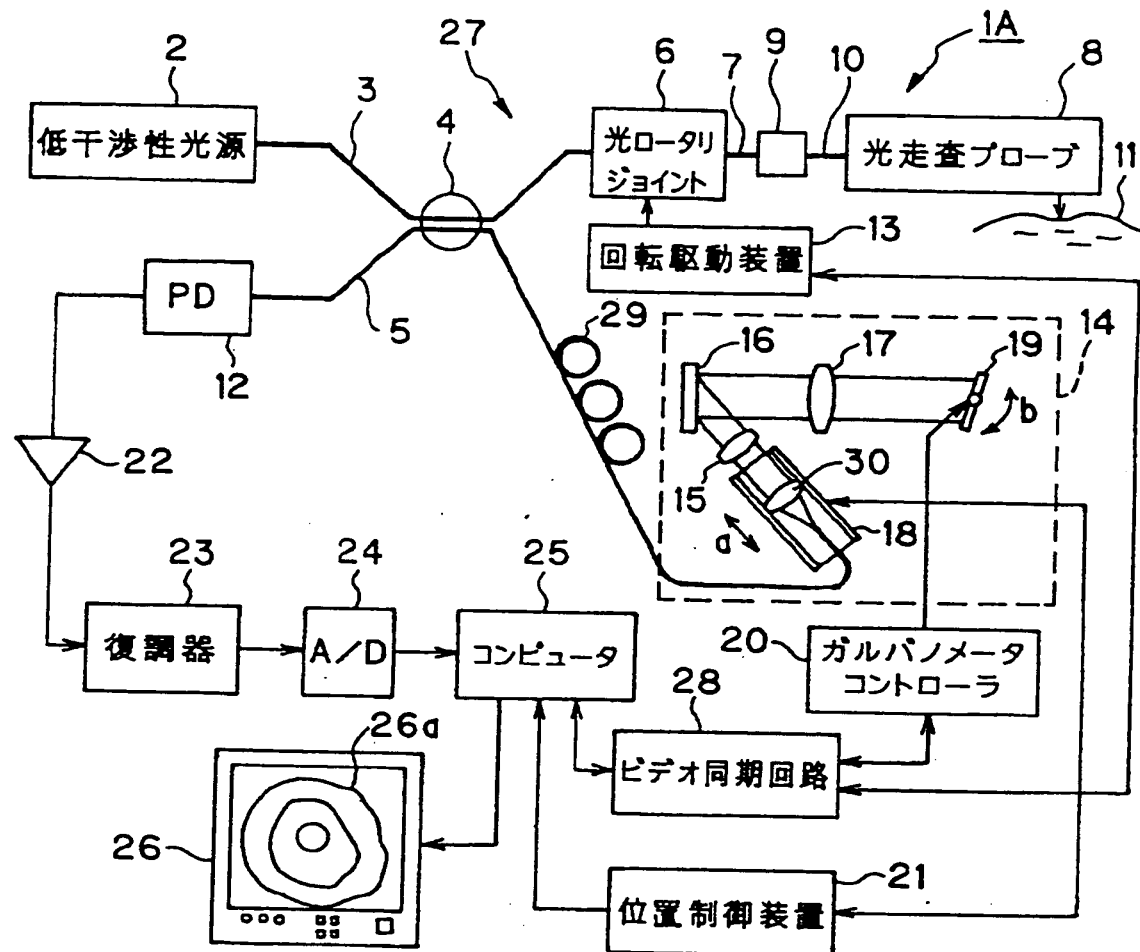
- 1 A…光イメージング装置
- 2…低干渉性光源
- 3…第 1 のシングルモードファイバ
- 4…光カップラ部
- 5…第 2 のシングルモードファイバ
- 6…光ロータリジョイント
- 7…第 3 のシングルモードファイバ
- 8…光走査プローブ
- 9…コネクタ部

- 10…第4のシングルモードファイバ
- 11…生体組織
- 12…フォトダイオード
- 13…回転駆動装置
- 14…光路長の可変機構
- 19…ガルバノメータミラー
- 25…コンピュータ
- 26…モニタ
- 27…観測装置
- 40…フレキシブルシャフト
- 44…モータ
- 46…ベルト
- 64…コネクタケース
- 65…ハウジング
- 66…取付リング
- 68…シャフト止め
- 69…軸受け
- 70…回転伝達ピン
- 71…フェルール
- 72…バネ受け
- 73…光コネクタ
- 74…バネ
- 76…回転シャフト

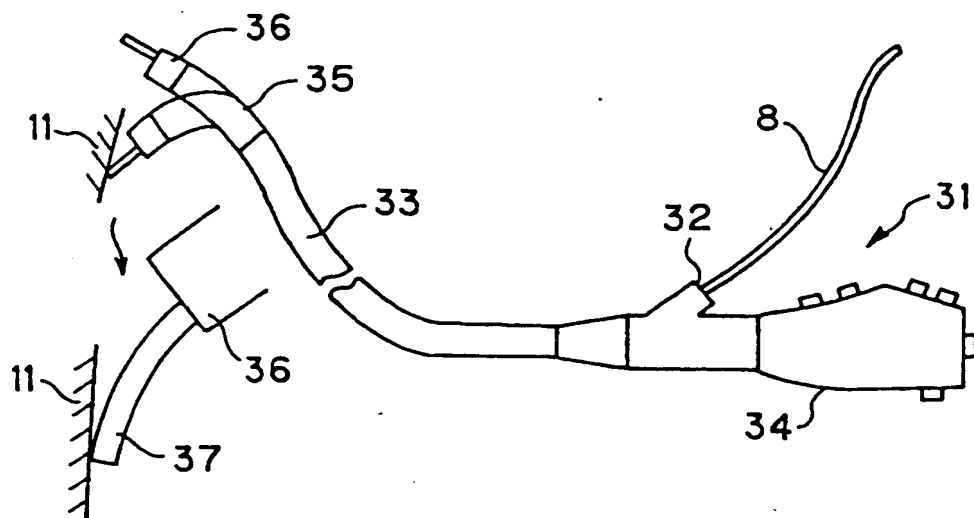
代理人 弁理士 伊藤 進

【書類名】 図面

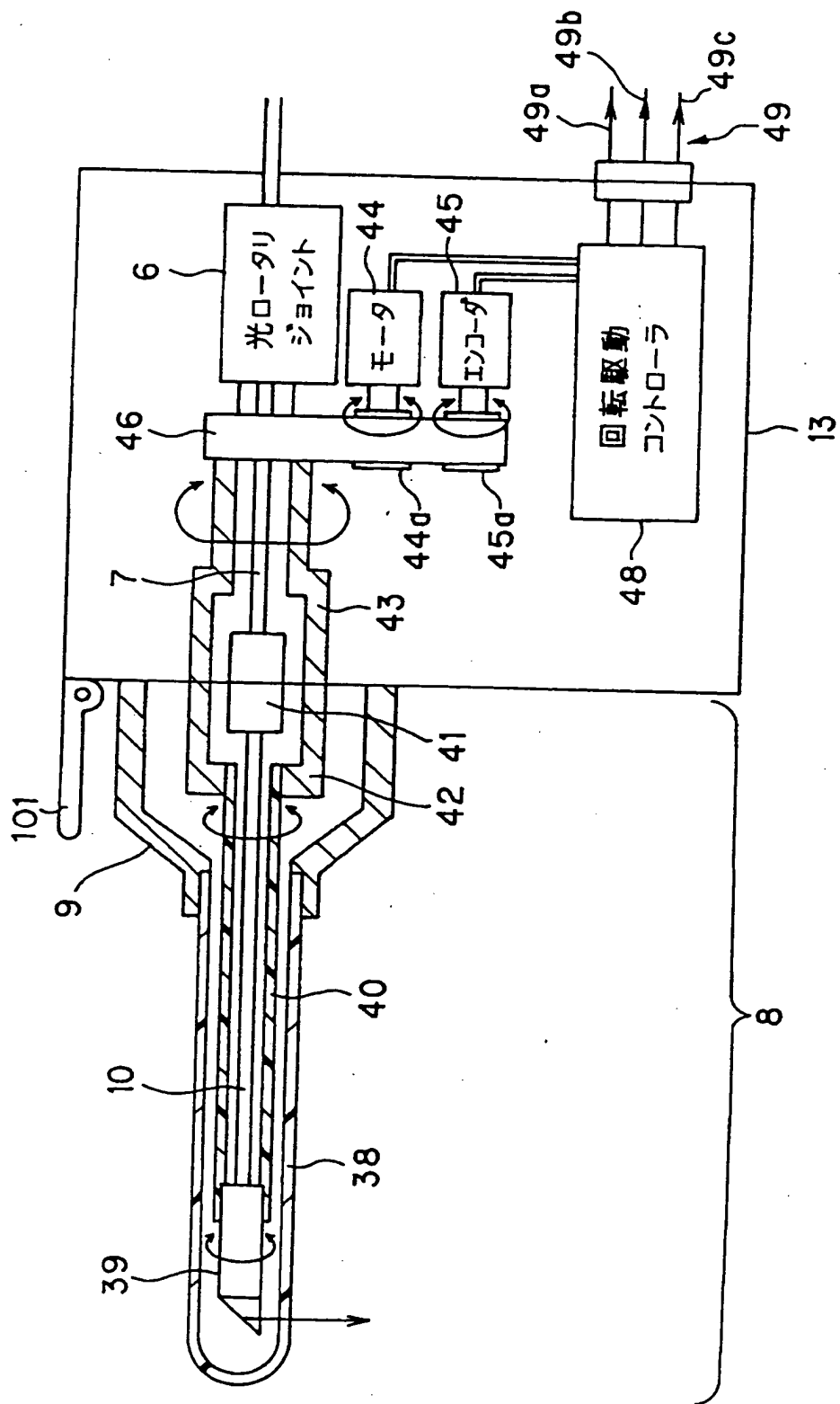
【図1】



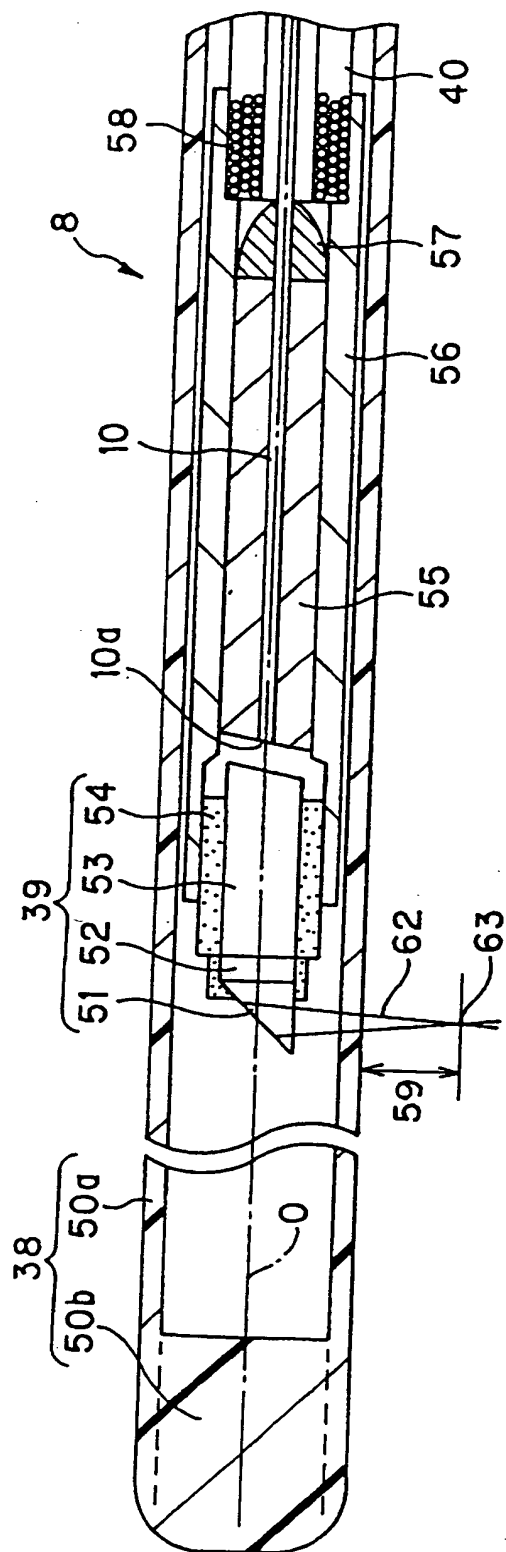
【図2】



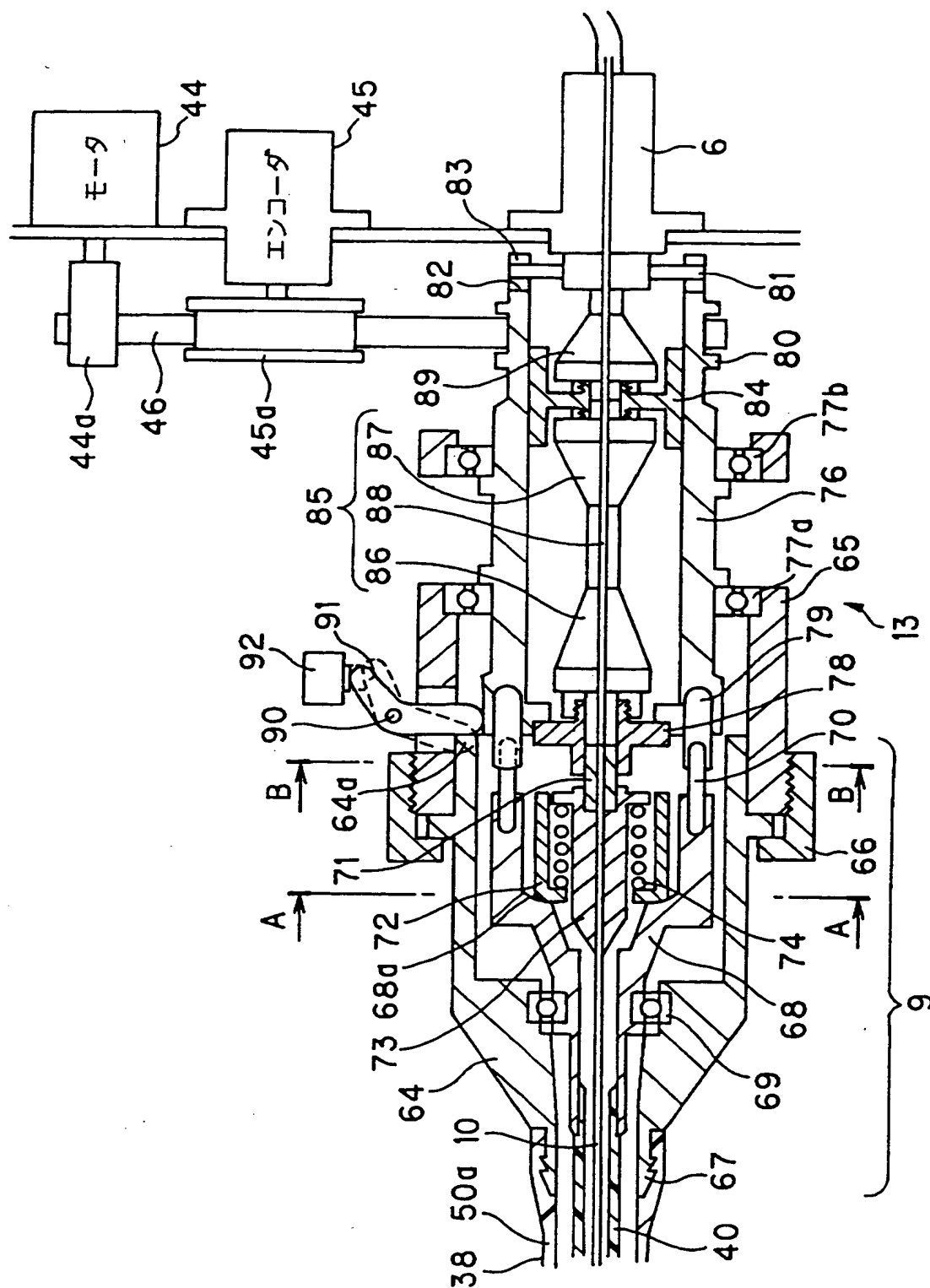
【図3】



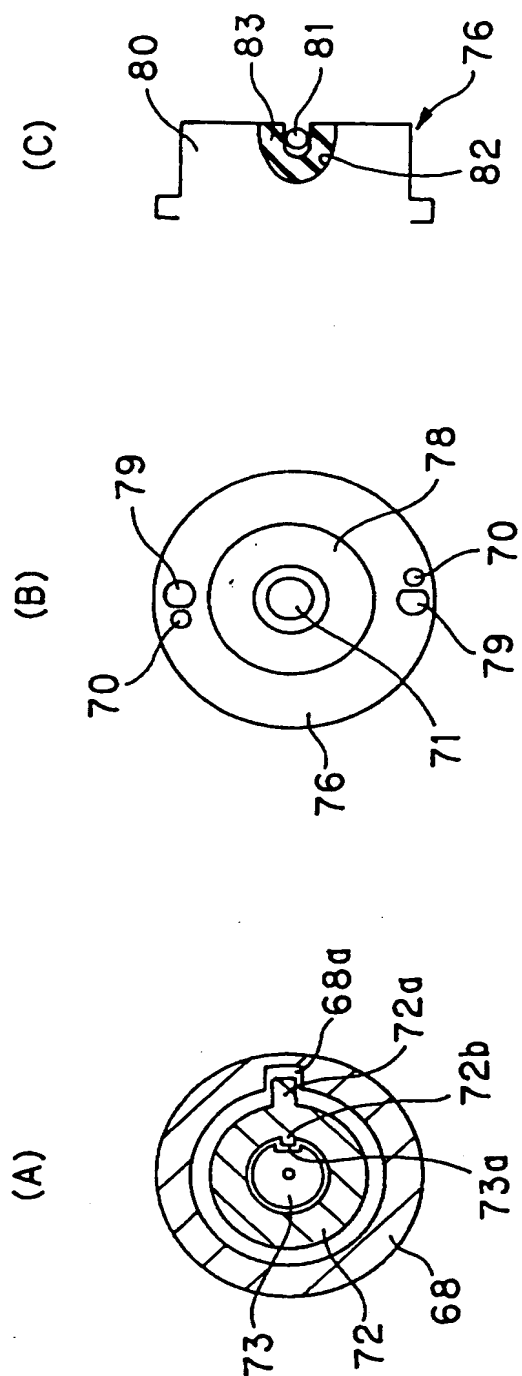
【図4】



【図5】

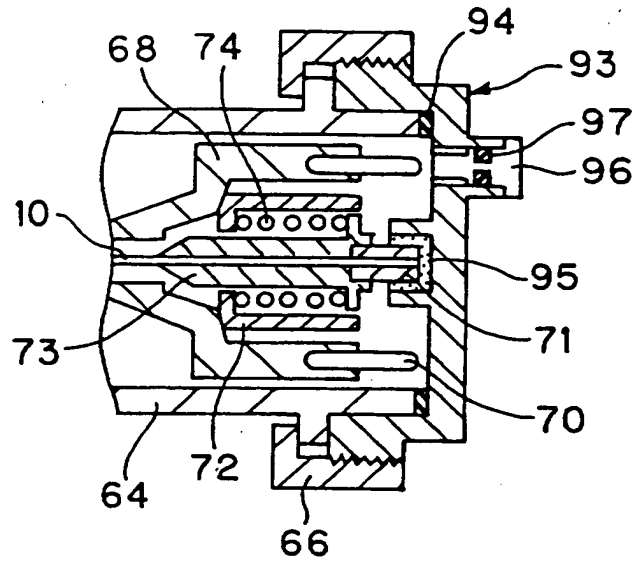


【図6】

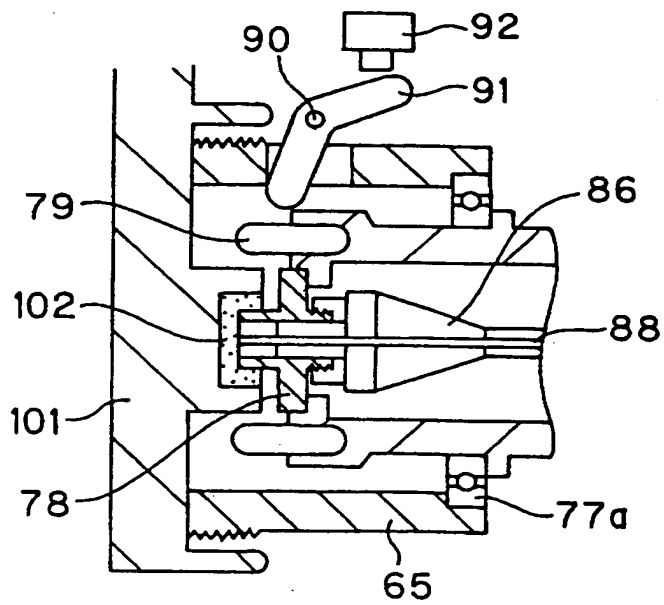


【図7】

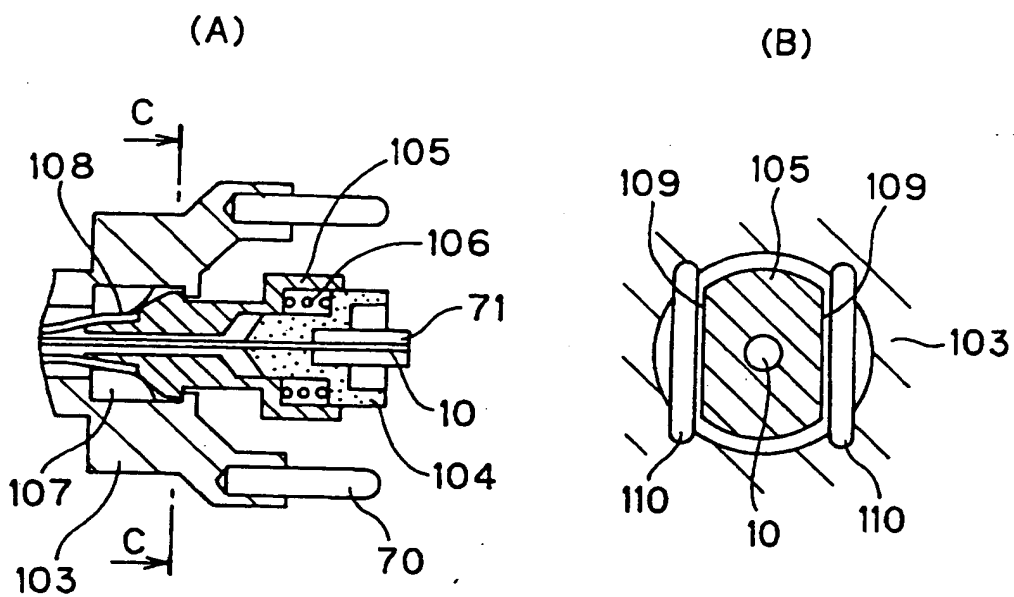
(A)



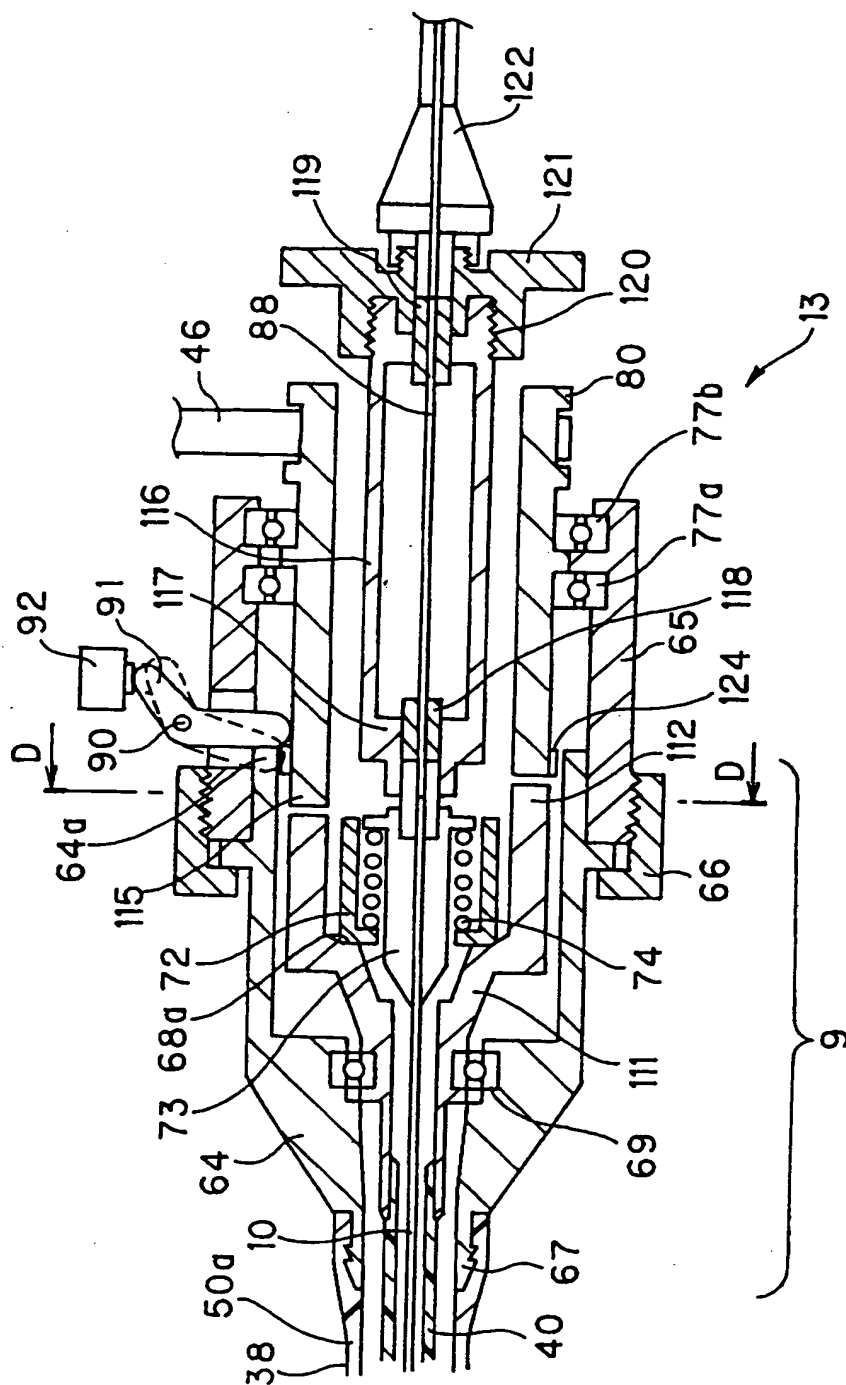
(B)



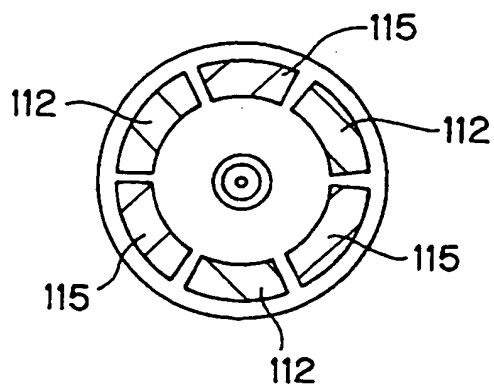
【図8】



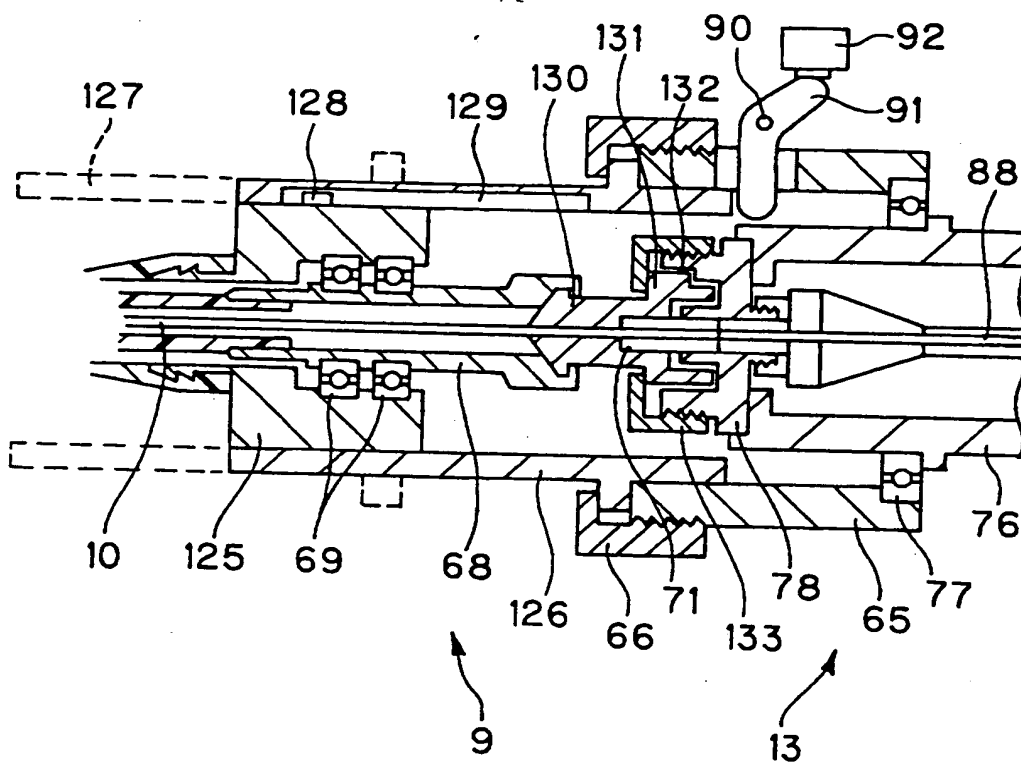
【図9】



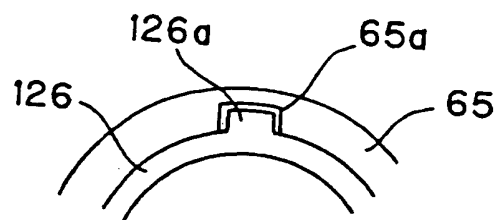
【図10】



【図11】

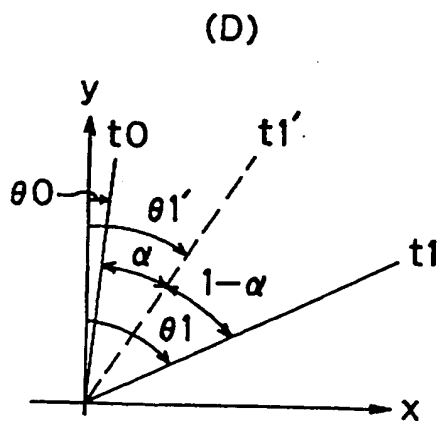
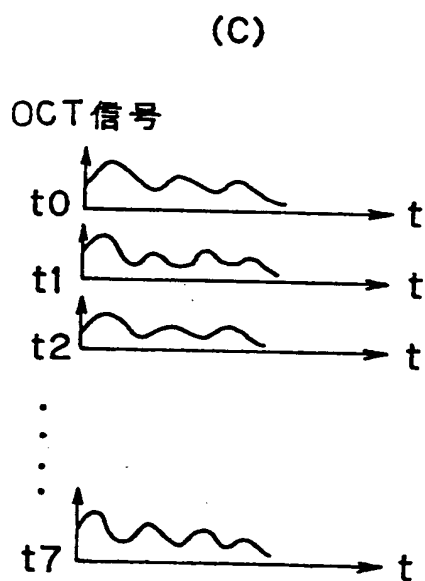
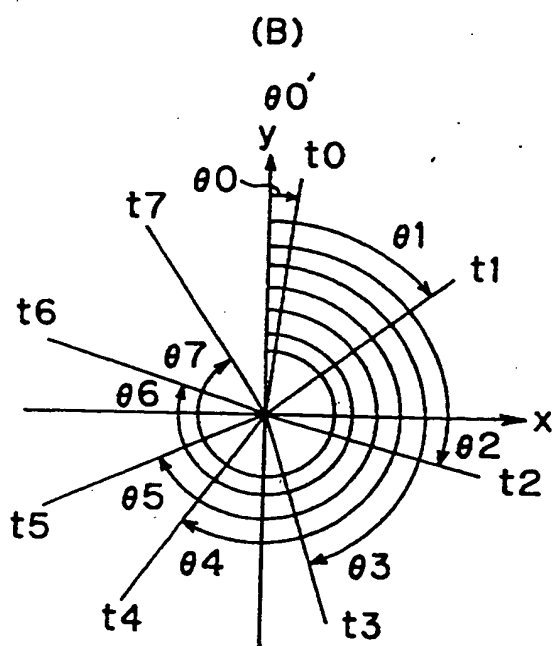
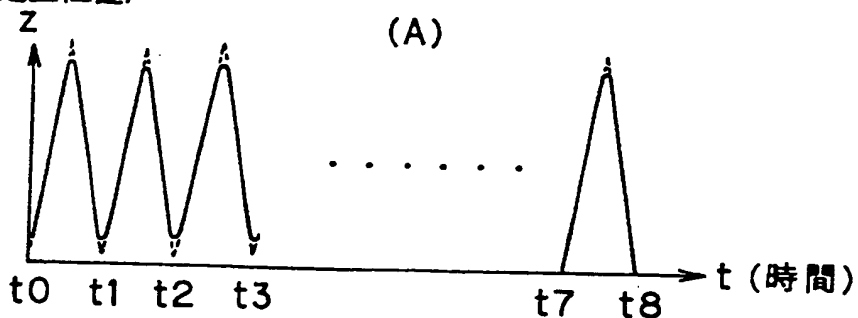


【図12】

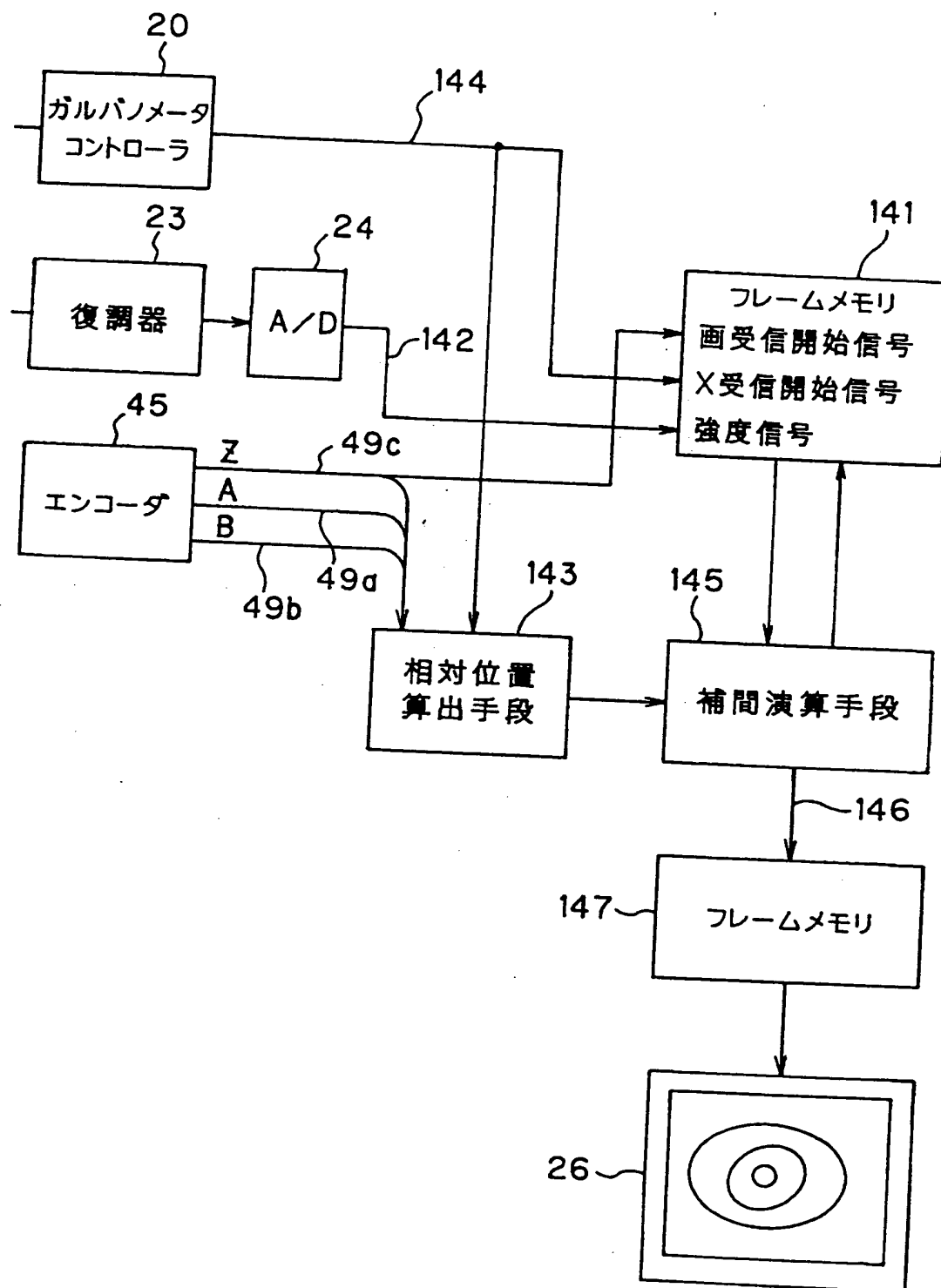


【図13】

(深さ方向)
(の走査位置)

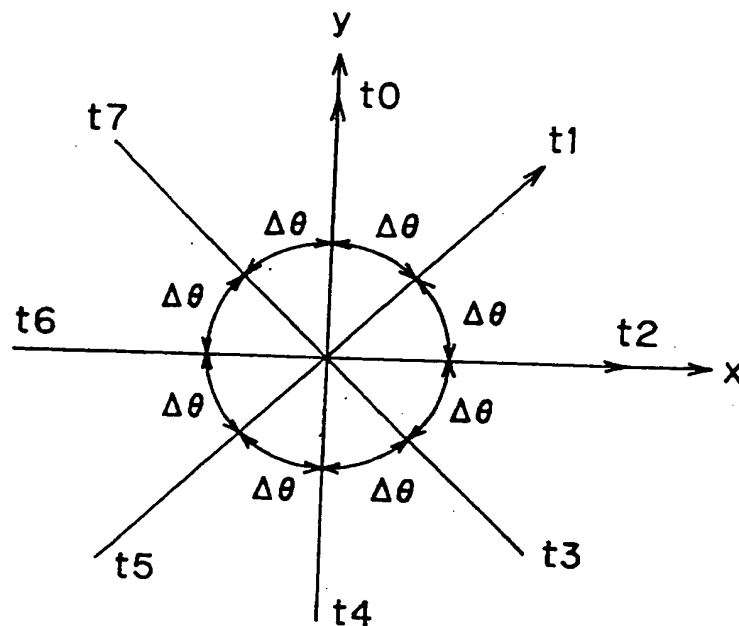


【図14】

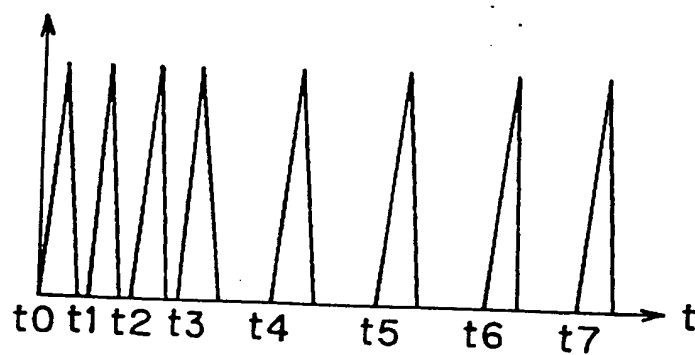


【図15】

(A)



(B)



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 光走査プローブのコネクタ部に設けられた回転力伝達手段の回転軸と、観測装置に設けられた回転駆動手段の回転軸の間に、軸同士のずれ、角度の傾き、軸方向のガタが存在しても、光走査プローブの光ファイバと観測装置側の光ファイバの安定した接続を確保することができる光イメージング装置を提供する。

【解決手段】 光走査プローブ内のフレキシブルシャフト40の内側に配置された第4のシングルモードファイバ10の基端はコネクタ部9の内部で光コネクタ73に取り付けられ、この光コネクタ73はシャフト止め68内面に接触するバネ受け72内のバネ74の弾性力により、観測装置側の回転駆動装置を構成し、その中心にシングルモードファイバ88が挿通され、回転駆動される回転シャフト76に押圧されるようにして接続し、かつシャフト止め68の内面の回転対称の球面部68aにより、軸方向のズレがある場合にもそのズレを吸収する等して第4のシングルモードファイバ10の基端とシングルモードファイバ88の先端とを安定した接続を可能にした。

【選択図】 図5

EXHIBIT
KANEKO
IV

Document Title: PATENT APPLICATION

Docket Number: 98P01577

Filed: September 21, 1998

To: Director General of the Patent Office of Japan

Int. Cl.: A61B 1/00

A61B 10/00

Title of the Invention: OPTICAL IMAGING DEVICE

Total Number of Claims: 1

Inventor

Name: Akihiro Horii

Address: Olympus Optical Co., Ltd., 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo, JAPAN

Applicant

Identification Number: 000000376

Name: Olympus Optical Co., Ltd.

Address: 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo, JAPAN

Representative: Masatoshi Kishimoto

Agent

Identification Number: 100076233

Patent Attorney

Name: Susumu Ito

Filing Fee

Japanese Deposit Account Number (Yono Daicho Bango): 013387

Charge the Amount of: ¥21,000

Enclosed are:

SPECIFICATION (1 Copy),

DRAWING (1 Sheet),

ABSTRACT (1 Copy), and

LETTER OF ATTORNEY No. 9101363.

Proofreading: Requested.

Document Title: SPECIFICATION

Title of the Invention: OPTICAL IMAGING DEVICE

What is claimed is:

1. An optical imaging device comprising an optical scanning probe for irradiating an object with low-interference light, and for receiving light scattered from the object, and an observation device detachably connected to said optical scanning probe, for producing a tomogram of the object, from optical information received from said optical scanning probe, said optical scanning probe comprising:

a sheath having at least one distal end formed of high-transmittance material,

a means for detachably mounting, on said observation device, a housing provided at the proximal end of said sheath,

a pipe member provided in said sheath so that said pipe member can rotate around a longitudinal axis,

a torque transmission member provided in the proximal end part of said pipe member,

a rotary bearing means holding said torque transmission member in said housing so that said torque transmission member can rotate,

a single mode fiber provided in said pipe member, said single mode fiber having a distal end part fixed to a distal end of said pipe member, said single mode fiber provided so that light may be emitted from a low-interference light source, and incident on the proximal end surface of said single mode fiber,

a lens for condensing light emitted from the distal end of said fiber,

an emission path-changing means fixed to said lens, for changing an optical path of emission,

a fiber end fixer means provided in the proximal end part of said fiber, and

an elastic means provided between said fiber end fixer means and said torque transmission member;

said observation device comprising:

a rotary drive for exerting torque on said torque transmission member of the optical probe, and

an optical connector means provided on said observation device, for connecting a transmission reception fiber to said single mode fiber of the optical probe, said transmission reception fiber capable of sending and receiving observation light,

wherein when said detachably mounting means connects said observation device with the optical probe, said elastic means of the optical probe presses said fiber end fixer means against said optical connector means, to produce optical connection.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

[0001]

[Technological Field of the Invention]

The present invention relates to an optical imaging device which irradiates an object with low-interference light, and produces a tomogram of the object, from optical information scattered from the object.

[0002]

[Prior Art]

Nowadays, to diagnose the living tissue, a device is used which can obtain optical information on the inside of the tissue. The Japanese Patent No. 6-511312 Gazette, for example, discloses an interference type OCT (optical coherence tomography) which uses low-interference light to produce a tomogram of the object.

[0003]

The Japanese Patent No. 6-511312 Gazette discloses a probe which includes a rotary tube that has optical fibers and optical elements on the inside while the probe has an outside tubular sheath which assists insertion into the patient's body cavity. Lack of a means for detachably mounting a probe, however, disables the doctor to clean or sterilize the probe before use in the patient's body cavity. While rotating, optical elements like a prism, at the distal end, are exposed to the outside sheath; therefore, they may damage the living tissue.

[0004]

In contrast, the Japanese Patent Application No. 9-313924 discloses an OCT optical probe which has an optical probe unit and an observation device that can be detached from the optical probe unit. The probe has a detachable connector. Optical elements like a prism, at the distal end, are covered and sealed with a clear sheath.

[0005]

[Problems to Be Solved By the Invention]

In such prior art, however, torque cannot be transmitted smoothly unless the rotary shaft of the rotary drive provided on the observation device is accurately aligned with the rotary shaft of the torque transmission member that turns the rotary tube provided on the connector of the optical probe. Inaccurate alignment may cause uneven rotation and unsteady rotating speed. In reality, it is difficult to align two rotary shafts accurately.

[0006]

The optical fiber connector is integrated with the torque transmission member at the

proximal end of the rotary tube. If two rotary shafts form an inappropriate obtuse angle, or if rotary-shaft bearing becomes so loose that the rotary shaft moves toward the fiber, connection of the observation-device optical fiber with optical fiber of the optical probe becomes unreliable. Such unreliable connection is a problem.

[0007]

It is necessary to abut the fiber cores, with an accuracy of several micrometers, especially for OCT single mode fibers. Even slight misalignment or narrow gap may cause a great loss of light, and aggravate the signal-to-noise ratio for observation. Variations in connection due to rotation may cause uneven intensity of the observation image.

[0008]

The present invention overcomes the above-mentioned difficulties. The objective of the present invention is to provide an optical imaging device which can ensure steady connection of the observation-device optical fiber with the optical fiber of the optical probe, even if there is shaft misalignment, inappropriate obtuse angle, or axially loose bearing, between the rotary shaft of the rotary drive provided on the observation device and the rotary shaft of the torque transmission member provided on the connector of the optical scanning probe.

[0009]

[Means to Solve Problems]

An optical imaging device is used which comprises an optical scanning probe for irradiating an object with low-interference light, and for receiving light scattered from the object, and an observation device detachably connected to the optical scanning probe, for producing a tomogram of the object, from optical information received from the optical scanning probe, the optical scanning probe comprising:

a sheath having at least one distal end formed of high-transmittance material,

a means for detachably mounting, on the observation device, a housing provided at the proximal end of the sheath,

a pipe member provided in the sheath so that the pipe member can rotate around a longitudinal axis,

a torque transmission member provided in the proximal end part of the pipe member,

a rotary bearing means holding the torque transmission member in the housing so that the torque transmission member can rotate,

a single mode fiber provided in the pipe member, the single mode fiber having a distal end part fixed to a distal end of the pipe member, the single mode fiber provided so that light may be emitted from a low-interference light source, and incident on the proximal

end surface of the single mode fiber,
a lens for condensing light emitted from the distal end of the fiber,
an emission path-changing means fixed to the lens, for changing an optical path of emission,
a fiber end fixer means provided in the proximal end part of the fiber, and
an elastic means provided between the fiber end fixer means and the torque transmission member;
the observation device comprising:
a rotary drive for exerting torque on the torque transmission member of the optical probe, and
an optical connector means provided on said observation device, for connecting a transmission reception fiber to said single mode fiber of the optical probe, said transmission reception fiber capable of sending and receiving observation light,
in which, when the detachably mounting means connects the observation device with the optical probe, the elastic means of the optical scanning probe presses the fiber end fixer means against the optical connector means, to produce optical connection. In such a composition, while pressed against the observation-device fiber end, the fiber end of the optical scanning probe rotates. Both fiber ends, therefore, can be connected steadily, whether or not there is shaft misalignment, inappropriate obtuse angle, or axially loose bearing, between the rotary shaft of the torque transmission member and the rotary shaft of the rotary drive provided on the observation device.

[0010]

[Embodiments of the Invention]

Referring to the drawings, embodiments of the present invention are described below.

(First Embodiment)

Figs. 1 through 7 relate to a first embodiment of the present invention. Fig. 1 shows a composition of an optical imaging device, in the first embodiment of the present invention. Fig. 2 shows an optical scanning probe, and an endoscope through which the optical scanning probe is passed. Fig. 3 shows a composition of the optical scanning probe and rotary drive. Fig. 4 shows a detailed composition of the optical scanning probe. Fig. 5 shows a composition of a connection between a connector and the rotary drive. Fig. 6 shows cross-sections taken along line A-A and line B-B in Fig. 5. Fig. 7 shows the connector cleaned and stored.

[0011]

An objective of this embodiment is to prevent shaft misalignment, inappropriate obtuse angle, or axially loose bearing, between the rotary shaft of the rotary drive provided on

the observation device and the rotary shaft of the torque transmission member that turns a rotary tube provided on the connector of the optical probe, and to ensure that the observation-device optical fiber can be steadily connected with the optical fiber of the optical probe. Another objective of this embodiment is to enable torque to be transmitted smoothly, from the rotary shaft of the rotary drive to the rotary shaft of the torque transmission member.

[0012]

A further objective of this embodiment is to ensure that even if the fiber ends in the connection of the optical scanning probe and the observation device are contaminated, the doctor can replace the single mode fiber detachably provided in the connection of the observation device and the optical probe, without re-grinding the fiber ends. Thus, steady optical connection can be kept without re-grinding the fiber ends.

A yet further objective of this embodiment is to ensure that only one stroke of mounting is needed to mount the connector on the observation device, and to provide an easy-to-handle device that enables the doctor to connect torque transmission members and connect optical fibers simultaneously.

[0013]

Optical imaging device 1A (optical tomography device), shown in Fig. 1, has an observation device 27 in which low-interference light source 2 like a superhigh-brightness light-emitting diode (SLD) is provided. Low-interference light source 2 emits light (with a wavelength of 1300 nm, for example) which has the low-interference light features such that rays may interfere with one another, only within a short distance, an interfering distance of 17 μ m or so, for example. Light may be divided into two, for example. In such cases, if both rays are mixed again, and if the difference between two optical path lengths from branch to junction is within a short distance of 17 μ m or so, interference will be detected. If optical path lengths exceed it, rays will not interfere.

[0014]

Light from low-interference light source 2 is incident on an end surface of first single mode fiber 3, and sent to the other end surface (distal end surface). First single mode fiber 3 has a halfway optical coupler 4 that optically couples first single mode fiber 3 with second single mode fiber 5. Optical coupler 4, therefore, divides light into two rays, which are sent separately.

[0015]

On the distal side (distal of optical coupler 4) of first single mode fiber 3, optical rotary joint 6 is interposed which couples a rotary unit with a non-rotary unit so that light can

. . . .

be sent. Connector 9 of optical scanning probe 8 is detachably connected to the distal end of third single mode fiber 7 in optical rotary joint 6. Light from low-interference light source 2 is sent (guided) to fourth single mode fiber 10 which is passed through optical scanning probe 8, and which is driven to rotate.

[0016]

As an object, living tissue 11 is scanned and irradiated with light sent and emitted from the distal side of optical scanning probe 8. Light is scattered on the surface or inside of living tissue 11. Part of reflection is acquired and returned through the optical path to first single mode fiber 3. Optical coupler 4 turns part of reflection to second single mode fiber 5. The turned part of reflection is emitted from an end of second single mode fiber 5, and incident on a photodetector like photodiode 12, for example.

It should be noted that rotary drive 13 in observation device 27 drives the rotor of optical rotary joint 6 to rotate.

[0017]

On the side distal of optical coupler 4 of second single mode fiber 5, variable optical path length mechanism 14 is provided which changes optical path length of reference light. Variable optical path length mechanism 14 comprises: first optical path length-changing means which quickly changes optical path length only by a predetermined scanning range, according to the optical path length by which optical scanning probe 8 scans living tissue 11 in the depth direction within the predetermined range; and second optical path length-changing means which can change optical path length by the standard deviation of probe length so that the deviation of length of each optical scanning probe 8 can be canceled during use, if optical scanning probe 8 is replaced with new one.

[0018]

Collimator lens 30 is opposed to the distal end of second single mode fiber 5, and mounted on uniaxial stage 18 so that the collimator lens can move in the direction denoted by code a. Grating 16 is optically coupled through lens 15 opposed to the collimator lens. As an optical path length-changing means, galvanometer mirror 19 with a minute swinging angle is optically coupled through lens 17 that corresponds to grating 16. Galvanometer controller 20 pivotally quickly swings galvanometer mirror 19 as denoted by code b.

[0019]

Galvanometer mirror 19 is a part of a galvanometer used to reflect light. When applied to the galvanometer, AC drive signals pivotally quickly swing the mirror attached to a movable part of the galvanometer.

[0020]

In other words, drive signals cause the mirror to swing pivotally quickly as denoted by code b when applied by galvanometer controller 20 to the galvanometer so that optical scanning probe 8 can quickly scan living tissue 11 in the depth direction by the predetermined distance.

Light is emitted from the end surface of second single mode fiber 5, and reflected on galvanometer mirror 19. Due to the pivotal swings, the optical path length of the returned light varies by the scanning range or the predetermined distance for scanning living tissue 11 in the depth direction.

[0021]

In other words, galvanometer mirror 19 acts as a first optical path length-changing means in order to produce a tomogram in the depth direction. The galvanometer mirror-based means for changing an optical path length is disclosed in SCIENCE VOL. 276, 1997, pp2037-2039.

Second single mode fiber 5 and collimator lens 30 are provided on uniaxial stage 18 that can move along the optical axis denoted by code a. They forms a second optical path length-changing means.

On second single mode fiber 5, fiber loop 29 is provided which adjusts the plane of polarization, in order to cancel the effects of double refraction caused by the bending of the fiber in optical scanning probe 8, and the entire interference system composed of fibers.

[0022]

If optical scanning probe 8 is replaced with new one, uniaxial stage 18 serves as a second optical path length-changing means which has a variable optical path length range wide enough to cancel the deviation of optical path length of optical scanning probe 8. When optical path length through galvanometer mirror 19 is used to produce an image in the depth direction, the uniaxial stage also serves as an adjuster means which adjusts offset so that imaging can be started from a desired position (the surface of the living tissue, for example. Even if the distal end of optical scanning probe 8 does not touch the surface of the living tissue, the use of uniaxial stage 18 to change optical path length can cause interference to start from the surface of living tissue 11).

[0023]

Uniaxial stage 18 has a stage-moving motor. When applied by position controller 21 to the motor, drive signals cause uniaxial stage 18 to move in the direction denoted by code a.

A ray, the optical path length of which is changed by variable optical path length

mechanism 14, is sent to halfway optical coupler 4 of second single mode fiber 5, and mixed with the other ray that leaks from first single mode fiber 3. Both rays are received by photodiode 12.

[0024]

It should be noted that for example, with uniaxial stage 18 set at or around the midpoint within the variable range, second single mode fiber 5 is set so that the optical path length from optical coupler 4 through fourth single mode fiber 10, and through the distal end of optical scanning probe 8 to living tissue 11 may be substantially equal to the optical path length through second single mode fiber 5 to galvanometer mirror 19 on uniaxial stage 18 where the ray is reflected by the galvanometer mirror.

[0025]

The deviation of length of each optical scanning probe 8 is canceled by positioning uniaxial stage 18, according to the use of optical scanning probe 8 actually connected. Pivotaly quickly swinging galvanometer mirror 19 changes optical path length of reference light periodically so that the reference light can interfere with reflection at a depth of living tissue 11 which has the same optical path length as the reference light.

[0026]

Photodiode 12 receives and converts light into an electric signal, which is amplified by amplifier 22, and inputted to demodulator 23. Demodulator 23 performs demodulation that extracts only a signal for the interfering part of light. The demodulator output is passed through analog-to-digital converter 24, and inputted to computer 25. According to the tomogram, computer 25 produces image data, outputs the image data to monitor 26, and displays OCT image 26a on the screen.

[0027]

Computer 25 is connected with position controller 21. Computer 25 uses position controller 21 to control the position of uniaxial stage 18. Computer 25 is also connected with video synchronous circuit 28. The computer stores tomogram data in internal memory in phase with the video synchronizing signals during imaging.

[0028]

The video synchronizing signals of video synchronous circuit 28 is sent to galvanometer controller 20, and to rotary drive 13 respectively. Galvanometer controller 20, for example, outputs drive signals periodically in phase with the video synchronizing signals (more precisely, first high-speed video synchronizing signals of two video synchronizing signals: high-speed and low-speed signals). Rotary drive 13 outputs drive signals periodically in phase with the video synchronizing signals (more precisely, second low-speed video synchronizing signals) so that the drive signals may be

synchronized with the first video synchronizing signals. Rotary drive 13 turns the optical probe, in order to scan the living tissue with light in the circumferential direction.

[0029]

In the first embodiment, as shown in Fig. 2, optical scanning probe 8 is passed through forceps insertion port 32 of endoscope 31, and through the forceps insertion channel so that the distal end of optical scanning probe 8 can project from the distal end opening of the forceps insertion channel.

[0030]

Endoscope 31 has an elongate flexible insertion part 33 which is easy to introduce into the patient's body cavity. Thick handle 34 is provided at the rear end of insertion part 33. Forceps insertion port 32 is provided close to the rear end of insertion part 33. Forceps insertion port 32 internally communicates with the forceps insertion channel.

[0031]

A light guide (not shown) is passed through insertion part 33. The incident end of this light guide is connected to a light source. Light is sent from the light source, and emitted from the lighting port provided in the distal end part of insertion part 33, in order to light the diseased part or the like. An observation port is provided adjacent to the lighting port. An objective optical system is mounted on the observation port so that with the optical system, the doctor can observe the lighted diseased part or the like. While observing with the observation optical system in the distal end part of endoscope 31, the doctor uses optical scanning probe 8 to irradiate living tissue 11 in the diseased part and other target parts, with low-interference light. Thus, tomogram data regarding the inside of living tissue 11 is obtained so that OCT image 26a can be displayed on the screen of monitor 26.

[0032]

Curve 35 and (endoscope) distal end part 36 are provided in the distal end part of insertion part 33. On occasions when optical scanning probe 8 is passed through curve 35, and when distal end 37 of optical scanning probe 8 projects from endoscope distal end part 36 so that the distal end may touch living tissue 11, distal end part 36 of optical scanning probe 8 is bent with a small radius of curvature, as shown in Fig. 2.

[0033]

Fig. 3 shows a composition of optical scanning probe 8, and rotary drive 13 of the observation device to which optical scanning probe 8 is detachably connected.

As shown in Fig. 3, optical scanning probe 8 comprises: an optical sheath 38 formed of elongate tubular resin; connector 9 which detachably connects optical sheath 38 to

rotary drive 13; a flexible shaft 40 provided inside optical sheath 38, for transmitting torque by smooth rotation; fourth single mode fiber 10 provided in the lumen of flexible shaft 40; a lens unit 39 connected at the distal end of flexible shaft 40; a torque transmission connector 42 connected at the rear end of flexible shaft 40; and an optical connector 41 connected at the rear end of fourth single mode fiber 10.

[0034]

Rotary drive 13, to which the rear end of optical scanning probe 8 is connected, has a hollow rotary shaft 43, and optical rotary joint 6 connected at the rear end of rotary shaft 43. Optical connector 41 is provided in the distal end part of rotary shaft 43. Optical rotary joint 6 are connected with optical connector 41, by third single mode fiber 7 placed in the hollow part of rotary shaft 43.

[0035]

Rotary drive 13 includes: a motor 44 which turns rotary shaft 43; and an encoder 45 which detects rotation of rotary shaft 43. Belt 46 is stretched over motor pulley 44a mounted on the rotary shaft of motor 44, over encoder pulley 45a mounted on the rotary shaft of encoder 45, and over rotary shaft 43.

Motor 44 and encoder 45 are connected to rotary drive controller 48.

[0036]

Action of rotary drive 13 is described below. Torque of motor 44 is transmitted to motor pulley 44a, and transmitted by belt 46 to rotary shaft 43 and encoder pulley 45a. Encoder 45 detects rotating speed of rotary shaft 43. Rotary drive controller 48 controls drive current of motor 44 so that rotating speed may be kept at a predetermined speed. Thus, rotary shaft 43 steadily rotates at the predetermined speed. The rotating angle of rotary shaft 43 is detected by encoder 45. Signal 49 is sent, through rotary drive controller 48, to video synchronous circuit 28.

[0037]

Signal 49 comprises: a phase A signal 49a which is one of 256 pulses into which one turn is divided; a phase B signal 49b which is 45 degrees out of phase to phase A; and a one-turn signal 49c which is one pulse per turn.

[0038]

Action of optical scanning probe 8 is described below. Light is sent by third single mode fiber 7, and sent by optical connector 41, to fourth single mode fiber 10. Rotation of rotary shaft 43 is transmitted by torque transmission connector 42, to flexible shaft 40.

[0039]

Light is sent by fourth single mode fiber 10 to lens unit 39, and passed through optical

sheath 38. As an inspection ray, the light is emitted from the optical sheath to the outside. Reflection from the living tissue is received and sent to fourth single mode fiber 10. Since the distal end of flexible shaft 40 is connected to lens unit 39, flexible shaft 40, lens unit 39, and fourth single mode fiber 10 form an integrated unit, and rotate together.

[0040]

Fig. 4 shows a detailed composition of optical scanning probe 8. Optical sheath 38 comprises: a flexible resin tube 50a; and a distal end member 50b made of substantially the same resin as the resin tube, for example, for closing a distal end opening of resin tube 50a. Distal end member 50b is joined with resin tube 50a, by heat fusion, for example.

[0041]

Lens unit 39 comprises: a prism 51 used as an emission-turning means for turning emission of low-interference light; a Faraday rotator 52 (Faraday rotor) for turning the plane of polarization of low-interference light; a GRIN lens 53 (refractive index distribution type lens) for condensing light; and a lens frame 54 holding them. Fourth single mode fiber 10 is bonded to ferrule 55, with adhesive 57 at the rear end of ferrule 55.

[0042]

Lens unit 39, ferrule 55, and flexible shaft 40 are connected by hollow connector member 56. The distal end of flexible shaft 40 is inserted into connector member 56, and bonded with adhesive 58 for linkage and fixation.

[0043]

Low-interference light is sent along central axis O of fourth single mode fiber 10, and emitted from fiber end 10a at the distal end of fourth single mode fiber 10. The emitted light is incident on GRIN lens 53 opposed to the fiber end. The incident light is condensed by the GRIN lens, turned by prism 51 at right angles, and passed through sheath 50a to form observation beam 62. The observation beam is focused on focus 63 at distance 59 from the outside surface of sheath 50a, for example.

It should be noted that on the distal side of optical sheath 38, more precisely, in that part of the optical sheath which is opposed at least to prism 51, resin tube 50a is formed of high-transmittance material that transmits low-interference light.

[0044]

Fig. 5 shows a detailed composition of connector 9 and rotary drive 13.

Connector 9 is composed as follows:

Connector 9 enables attachment ring 66 to connect connector case 64 (case of connector

9) detachably to housing 65 of rotary drive 13.

[0045]

The rear end of resin tube 50a, which forms optical sheath 38, is connected to sheath connection 67 at the distal end of connector case 64. Inside connector case 64, shaft stopper 68 is provided which is connected to the rear end of flexible shaft 40. Bearing 69 holds shaft stopper 68 and connector case 64 so that they can rotate. Two torque transmission pins 70 (see Fig. 10[B]) are provided at two opposed points on shaft stopper 68, in its circumferential direction, and opposed to each other.

[0046]

The lumen of shaft stopper 68 includes: single mode fiber 10; a ferrule 71 joined to the fiber end; and a spring receptacle 72. Ferrule 71 is fixed to optical connector 73. Spring 74 is provided between optical connector 73 and spring receptacle 72. Its elasticity presses spring receptacle 72 against shaft stopper 68.

[0047]

As shown in cross-sectional Fig. 6(A) taken along line A-A of Fig. 5, projections 72a and 72b are provided on spring receptacle 72. Recesses 68a and 73a are provided on shaft stopper 68, and on optical connector 73, respectively, in order to prevent optical connector 73 from carelessly rotating relative to shaft stopper 68. It should be noted that attachment ring 66 detachably connects both connector case 64 and connector 9, to housing 65 of rotary drive 13.

[0048]

Described in detail below is a composition of rotary drive 13 included in the observation device.

Rotary shaft 76 is provided in the lumen of housing 65, and held by two bearings 77a and 77b so that the rotary shaft can rotate. Two torque transmission levers 79 are provided at one end of rotary shaft 76 so that they are opposed to optical adapter 78.

As shown in cross-sectional Fig. 6(B) taken along line B-B of Fig. 5, torque transmission levers 79 are provided at two opposed points (around the central axis) on rotary shaft 76 outside of optical adapter 78 so that the torque transmission levers may project forward. A torque transmission pin 70 is provided adjacent to each torque transmission lever 79 so that the torque transmission pin may project backward. When turned, torque transmission lever 79 pushes torque transmission pin 70 adjacent in the circumferential direction, and rotates together with the torque transmission pin. Torque can be thereby transmitted.

[0049]

Pulley 80 is provided at the rear end of rotary shaft 76. On pulley 80, U-shaped groove

82 is provided which turns a rotary pin of optical rotary joint 6, as shown in Fig. 6(C). Elastic material 83 is provided between U-shaped groove 82 and the rotary pin. Optical fiber cable unit 85 is provided in the lumen of rotary shaft 76, between optical adapter 81 mounted on the front end, and optical adapter 84 provided at the rear end.

[0050]

Optical fiber cable unit 85 comprises: an optical connector 86 connected with optical adapter 81; an optical connector 87 connected with optical adapter 84; and a single mode fiber 88 which connects optical connector 87 with optical connector 86. Optical connector 89 of optical rotary joint 6 is connected by optical adapter 84, to optical connector 87.

Housing 65 has a connector joint into which connector 9 is inserted for connection. In the connector joint, switch 92 is provided, and insertion detection lever 91 is also provided which can pivot on axis 90. When connector 9 is not inserted into the connector joint, the state is shown by dotted lines in Fig. 5. Inserting connector 9 into the connector joint, as shown by solid lines, turns insertion detection lever 91. Switch 92 is thereby turned ON.

[0051]

In this embodiment, connector 9 may be connected to the connector joint of rotary drive 13. In such cases, even if the rotary shaft of rotary shaft 76 is not strictly aligned with the rotary shaft of shaft stopper 68 on the connector 9 side, the deviation of the parallel rotary shafts from each other will be canceled because a gap is provided between spring receptacle 72 and shaft stopper 68.

[0052]

Spring receptacle 72 and shaft stopper 68 are kept in contact with sphere 68a which is a solid of revolution, with respect to the rotary shafts. The difference in angle between the rotary shafts can be thereby canceled.

[0053]

Fig. 7(A) shows connector 9 cleaned and stored.

Waterproof cap 93 is connected by attachment ring 66, to connector case 64. Waterproof seal 94 of elastic material is provided between waterproof cap 93 and connector case 64, to form a watertight structure. Optical connector cleaner 95 is provided in that part of waterproof cap 93 which faces ferrule 71, in order to prevent the optical fiber end of ferrule 71 from being damaged or contaminated. The optical connector cleaner keeps the optical fiber end clean.

[0054]

On waterproof cap 93, watertight test cap 96 is provided, and O-ring 97 is provided

which keeps water tightness of watertight test cap 96 and waterproof cap 93. A procedure of removing watertight test cap 96, pumping the air with pressure, and judging whether or not optical scanning probe 8 leaks the air, generally, is used to check water tightness of optical scanning probe 8.

[0055]

Fig. 7(B) shows the connector joint in rotary drive 13 when connector 9 has not yet been inserted into the connector joint.

[0056]

Connector cap 101 is pressed against housing 65, in order to protect the doctor from touching housing 65 when the housing is unused. Dustproof cap 102 is provided in that part of connector cap 101 which is in contact with optical adapter 78.

[0057]

A spring (not shown) turns and presses insertion detection lever 91 to the right. Switch 92 is thereby kept in the OFF state.

Referring to Figs. 5, 7(A), and 7(B), action of optical connector 9 and rotary drive 13 is described below.

[0058]

A procedure of removing waterproof cap 93 from optical connector 9, removing connector cap 101 from housing 65, inserting connector case 64 into housing 65, and attaching connector case 64 to housing 65 with attachment ring 66, generally, is used to fix optical connector 9 to rotary drive 13.

[0059]

End part 64a of connector case 64 turns insertion detection lever 91 to the left (counterclockwise) around axis 90. Switch 92 is thereby turned ON. It is not until switch 92 is turned ON that motor 44 is energized. Torque of motor 44 is transmitted by motor pulley 44a to belt 46, and transmitted by belt 46, to pulley 80 of rotary shaft 76.

[0060]

Rotary shaft 76, optical adapter 78, optical fiber cable unit 85, optical adapter 84, optical connector 89 of optical rotary joint 6, and the rotary pin form an integrated unit, and rotate together. Torque transmission levers 79, provided on rotary shaft 76, pushes torque transmission pin 70, and transmits torque to shaft stopper 68 of connector 9.

Optical connector 73 and shaft stopper 68 form an integrated unit, and are turned by projections 72a and 72b provided on spring receptacle 72. Torque of shaft stopper 68 is transmitted to flexible shaft 40.

[0061]

In general, the rotary shaft of shaft stopper 68 is not strictly aligned with the rotary shaft of rotary shaft 76; the deviation of the parallel rotary shafts from each other, however, will be canceled because relative to the rotary shaft, a radial gap is provided between spring receptacle 72 and shaft stopper 68.

Since spring receptacle 72 and shaft stopper 68 are kept in contact with sphere 68a, the difference in angle between the rotary shafts is canceled. Since elasticity of spring 74 presses ferrule 71 against optical adapter 78, even if rotary shafts deviate from each other, optical fibers remain connected with each other.

[0062]

If the movement of insertion detection lever 91 turns switch 92 ON, and if the insertion of optical scanning probe 8 is detected, an indicator lamp (not shown) is lit which indicates the emission of low-interference light. After a predetermined period of time, an interlock circuit (safety circuit which disables the light source to emit light when the circuit is in the OFF state) of low-interference light source 2 is turned ON. Then, low-interference light is emitted.

[0063]

In this embodiment, if there is shaft misalignment, inappropriate obtuse angle, or axially loose bearing, between the rotary shaft of the rotary drive provided on observation device 27 and the rotary shaft of the torque transmission member provided on connector 9 of optical scanning probe 8, for turning the rotary tube, then the shaft deviation and other troubles can be canceled, in order to ensure that the optical fiber of observation device 27 can be steadily connected with the optical fiber of optical scanning probe 8. Torque is smoothly transmitted from the rotary shaft of the rotary drive to the rotary shaft of the torque transmission member.

[0064]

Even if the fiber ends of optical scanning probe 8 and observation device 27 are contaminated, the doctor can replace single mode fiber 88 detachably provided in the connection of observation device 27 and the optical probe, without re-grinding the fiber ends. Thus, steady optical connection can be kept without re-grinding the fiber ends. Only one stroke of mounting is needed to mount connector 9 on observation device 27. Conveniently, the doctor can connect torque transmission members and connect optical fibers simultaneously.

[0065]

(Second Embodiment)

The second embodiment has the same objectives as the first. Fig. 8 shows a

composition of the major part of a connector, in the second embodiment.

Described below are differences between the connector of Fig. 8 and the connector of Fig. 5. The second embodiment is substantially the same as the first, except for the following differences.

Instead of shaft stopper 68, shaft stopper 103 is provided.

[0066]

Ferrule 71 is connected to ferrule stopper 104. Connector housing 105 and ferrule stopper 104 can slide from side to side. Ferrule stopper 104 is pressed by spring 106, to the right.

[0067]

The root of connector housing 105 is formed in a taper shape, and kept in contact with R-shaped part 108 of slider 107 made of sliding plastic like delrin provide on shaft stopper 103.

Since the taper shape is in contact with the R shape, connector housing 105 can move slightly relative to the rotary shaft of shaft stopper 103.

[0068]

As shown in cross-sectional Fig. 8(B) taken along line C-C, connector housing 105 has a flat surface 109. Rotation prevention pin 110 is provided on shaft stopper 103. Connector housing 105 and shaft stopper 103 form an integrated unit, and rotate together. In reality, however, since there are gaps between shaft stopper 103, connector housing 105, and rotation prevention pin 110, connector housing 105 can move slightly relative to shaft stopper 103.

[0069]

As in Fig. 5 of the first embodiment, even if rotary shaft misalignment occurs between rotary shaft 76 and optical connector 9, the deviation can be canceled.

The second embodiment has the following effects.

[0070]

In addition to effects of the first embodiment, low costs are advantageous to the second embodiment. Costs can be reduced, because to build the second embodiment, commercially available optical connector parts like FC connectors can be used as connector housing 105, ferrule stopper 104, ferrule 71, spring 106, and other components.

[0071]

(Third Embodiment)

A third embodiment of the present invention is described below. The third embodiment has the same objectives as the first.

Fig. 9 shows a composition of a connector and a connector joint of an observation device, in the third embodiment.

[0072]

The third embodiment shown in Fig. 9 differs from the first embodiment shown in Fig. 5, in that the first embodiment has optical adapter 78 of rotary drive 13 and rotary shaft 76 which form an integrated unit and rotate together; whereas the third embodiment has components fixed.

In the third embodiment, torque transmission pin 70 in Fig. 5 is not provided on shaft stopper 111 which is provided instead of shaft stopper 68 placed inside connector case 64 in Fig. 5.

[0073]

Instead of rotary shaft 76 in Fig. 5, rotary shaft 114 is provided. Optical fiber adapter 116 is provided in a lumen of rotary shaft 114. The distal end of optical fiber adapter 116 defines optical adapter 117. Ferrule 118 is provided on optical adapter 117.

[0074]

Ferrule 119 is provided at the rear end of optical fiber adapter 116, and fixed by threaded part 120, to adapter 121. Adapter 121 is fixed to housing 65; therefore, optical fiber adapter 116 is also fixed relative to housing 65.

Adapter 121 connects optical connector 122 with ferrule 119. Single mode fiber 88 is passed through ferrule 118, and through ferrule 119.

[0075]

As shown in cross-sectional Fig. 10 taken along line D-D in Fig. 9, rear end part 112 (distal end for attachment) of shaft stopper 111, and distal end part 115 of rotary shaft 114 are placed adjacent to each other, alternately in the circumferential direction. Distal end part 115 and rear end part 112 transmit torque of rotary shaft 114 to shaft stopper 111.

A plurality of rotation stopper 124 are provided in distal end part 115 of the rotary shaft. When connector 9 is not inserted into the connector joint, insertion detection lever 91 is held by a spring (not shown) at a position denoted by dotted lines.

[0076]

Since rotation stopper 124 interferes with insertion detection lever 91, rotary shaft 114 will not rotate at any wider angle than a predetermined angle. Inserting connector 9 into the connector joint causes insertion detection lever 91 to move to a position denoted by solid lines; therefore, rotary shaft 114 can rotate without interfering with rotation stopper 124. A mechanical means for preventing rotation is thereby added to electrical rotation prevention by switch 92 which is turned OFF before connector

insertion. Such a composition effectively prevents the rotary part from catching other parts.

[0077]

In addition to the effects of the first embodiment, low costs are advantageous to the third embodiment. Costs can be reduced, because the optical connection of optical scanning probe 8 and rotary drive 13 acts as optical rotary joint 6 in the first embodiment.

[0078]

(Fourth Embodiment)

An objective of the fourth embodiment is to prevent shaft misalignment, an inappropriate obtuse angle, and an axially loose bearing, between the rotary shaft of the rotary drive provided on the observation device and the rotary shaft of the torque transmission member provided on the connector of the optical probe, for turning the rotary tube, and to ensure that the observation-device optical fiber can be steadily connected with the optical fiber of the optical probe. Another objective of the fourth embodiment is to enable torque to be smoothly transmitted from the rotary shaft of the rotary drive to the rotary shaft of the torque transmission member.

[0079]

A further objective of the fourth embodiment is to ensure that only one connection is needed to function as a torque transmission member, and also as an optical connector of the torque transmission member and the optical scanning probe; therefore, such a simple structure can be built inexpensively.

A yet further objective of the fourth embodiment is to enable costs to be reduced, because to build the fourth embodiment, commercially available optical connector parts like FC connectors can be used as optical connectors.

[0080]

Fig. 11 shows a structure of a connector and a rotary drive, in the fourth embodiment of the present invention. Described below are differences between Fig. 11 and Fig. 5. The fourth embodiment is substantially the same as the first, except for the following differences.

Instead of connector case 64 in Fig. 5, connector case 125 is provided. Inside connector case 125, shaft stopper 68 is held by two bearings 69 of connector case 125 so that the shaft stopper can rotate.

[0081]

Connector case 125 is inscribed in slide pipe 126. Slide pipe 126 can slide from side to side, relative to connector case 125, within limits 127 denoted by dotted lines in Fig. 11.

[0082]

Slide pipe 126 is fixed by attachment ring 66, to housing 65 of rotary drive 13. Rotation stopper 128 is provide on connector case 125; whereas slide oblong hole 129 is provided on slide pipe 126. Therefore, connector case 125 cannot possibly rotate together with shaft stopper 68.

[0083]

As shown in Fig. 12, projection 126a is provided at the rear end (distal end for attachment) of slide pipe 126 so that the projection may correspond to recess 65a provided on housing 65. The projection and the recess form a rotation stopper composition. In such a composition, when mounted by attachment ring 66 on housing 65, slide pipe 126 will not rotate relative to housing 65.

Ferrule 71 is connected to optical connector housing 130. Optical connector housing 130 is joined to shaft stopper 68.

[0084]

Rotary drive 13 in the fourth embodiment differs from the rotary drive in Fig. 5, in that no torque transmission levers 79 is present at the distal end of rotary shaft 76; whereas only optical adapter 78 is provided. As a rotation stopper, projection 131 is provided on optical connector housing 130. Optical adapter 78 has a recess 132 that corresponds to the projection. Optical connector housing 130 is mounted with setscrew 133, on optical adapter 78.

[0085]

Connection of optical adapter 78 and optical connector housing 130 enables torque to be transmitted from rotary drive 13. Torque is transmitted by a pair of rotary stopper 131 and the recess.

A procedure of sliding slide pipe 126 to limit 127, connecting optical connector housing 130 and ferrule 71 to optical adapter 78, and tightening setscrew 133, generally, is used to connect connector 9 to rotary drive 13.

[0086]

Followed is a further procedure of inserting slide pipe 126 into housing 65, and fixing the slide pipe with attachment ring 66. In the fourth embodiment, if the rotary shaft of shaft stopper 68 is not accurately aligned with the rotary shaft of rotary shaft 76, the shakes in rotating shaft may increase a loss significantly. It is necessary, therefore, to manufacture optical adapter 78, optical connector housing 130, shaft stopper 68, connector case 125, slide pipe 126, and other components with high positional accuracy relative to the rotary shaft.

[0087]

In addition to the effects of the first embodiment, low costs are advantageous to the fourth embodiment. In the fourth embodiment, costs can be reduced, because only one connection is needed to function as a torque transmission member, and also as an optical connector of the torque transmission member and optical scanning probe 8, and because such a simple structure can be built inexpensively, and moreover, because commercially available optical connector parts like FC connectors can be used as optical connectors.

[0088]

(Fifth Embodiment)

An objective of the fifth embodiment is to enable a rotary scanning image that has correct relationships between rotating angles and positions, even if the rotary tube rotates at uneven speed.

Another objective of the fifth embodiment is to enable a continuous image by rotary scanning.

[0089]

Fig. 13 shows relationships between rotating angles of optical scanning probe 8 and timing for the use of an optical scanning means to scan the living tissue in the depth direction.

As shown in Fig. 13(A), in order to drive galvanometer mirror 19 quickly, generally, drive is repeated in constant cycles. In such cases, the scanning period should be constant. In reality, however, flexible shaft 40 of optical scanning probe 8 will not rotate at constant speed, because of the resistance of curvature.

[0090]

Fig. 13(B) shows the truth schematically. Scanning directions for a stroke of depth scanning are denoted by lines t0 through t7. From t0 to t7, time intervals are constant; whereas the rotating speed is not constant. Therefore, angular intervals are wider from line t0 to line t4; whereas intervals are narrower from line t5 to line t7.

[0091]

Fig. 13(C) shows depth-direction information which can be obtained by OCT, where the abscissa axis represents time t, and the ordinate axis represents OCT signals (OCT information). Information obtained by determining a period of time from the point of time (from t0 to t7) when scanning mirror 19 is started, generally, corresponds to the OCT information in the depth direction.

Fig. 14 shows a means which corrects the uneven speed of rotary scanning with optical scanning probe 8, and displays a corrected observation image.

[0092]

As the x reception start signal, a scanning timing signal (which corresponds to a signal from t_0 to t_7 in Fig. 13) is received by frame memory 141, from galvanometer controller 20. As intensity signal 142, the OCT interference signal is inputted by demodulator 23 and analog-to-digital converter 24, to frame memory 141. A rotating angle of the optical scanning probe is detected by encoder 45. As a plane reception start signal, Z signal 49c for the rotating angle is received by frame memory 141, once per turn of the optical scanning probe. The Z signal is detected with reference to α .

[0093]

Output signals 49a, 49b, and 49c of encoder 45 are inputted to relative position-calculating means 143. The rotating angle of optical scanning probe 8 is thereby detected. Timing signal 144 from galvanometer controller 20 is also inputted to relative position-calculating means 143. It is possible, therefore, to calculate relative relationships between time from t_0 to t_7 and rotating angles from θ_0 to θ_7 in Fig. 13(B).

[0094]

Relationships between scanning timing and probe rotating angles is sent from relative position-calculating means 143. Based on their relationships, observation image data 146 is calculated by interpolation means 145, using the information stored in frame memory 141. Calculations are then stored in frame memory 147. As the OCT image, the calculations are displayed on the screen of monitor 26.

[0095]

Action is described below.

Frame memory 141 is a memory which can process a set of many serial one-dimensional pieces of information, and which can store two-dimensional data as an array of many one-dimensional pieces of information. Z signal 49c of encoder 45 starts to store new two-dimensional information.

[0096]

When scanning start timing signal 144 is inputted from galvanometer controller 20 to the frame memory, the frame memory starts to store an array of one-dimensional pieces of information. Whenever input of timing signal 144 causes one stroke of depth scanning, the frame memory will store an array of one-dimensional pieces of information.

[0097]

Relative position-calculating means 143 has information on what rotating angle (from θ_0 to θ_7) is used to scan the living tissue in the depth direction (from t_0 to t_7 , respectively). If the doctor attempts to produce image t' at the rotating angle (θ_1) at

regular intervals shown in Fig. 13(D), relative position-calculating means 143 sends, to interpolation means 145, information on what angle (α) is used between what scanning (t_0) and what scanning (t_1).

[0098]

From frame memory 141, interpolation means 145 reads and interpolates two or more scanning signals close to each other, in order to provide information in a desired direction.

Available interpolation methods include a simple method of proportional distribution based on the proximity of angles, a polynomial method, and a spline curve method. While converting the interpolated signals into signals that can be displayed radially, interpolation means 145 stores the display signals in frame memory 141.

[0099]

The closer to the center of rotation, the denser the information. Since only sparse information exists in a far area, part of the image for the far area is interpolated by the same technique, and a smooth uniform image is displayed.

[0100]

In reality, in order to produce images on a real-time basis, relative position-calculating means 143 calculates signals from information on the previous turn. In order to display the calculated signals in the shortest possible period of processing time, the moment frame memory 141 writes the OCT intensity signals, interpolation means 145 reads frame memory 141, and almost simultaneously interpolation means 145 writes the converted signals to frame memory 141.

Frame memory 141 needs capacity enough to store an array of pieces of information on scanning only several times.

[0101]

Figs. 15(A) and 15(B) show another method.

In contrast to the method in Fig. 13, a method is shown which uses a high-speed variable scanning means to issue a scanning start signal (from t_0 to t_7) whenever encoder 45 detects a turn by an angle of $\Delta \theta$ at regular intervals, in order to scan the living tissue in the depth direction.

[0102]

This method eliminates the inconsistencies of rotating angles with depth scanning timing. This method can display a correct image without using such a high-speed processing means as interpolation means 145 shown in Fig. 14.

[0103]

[Notes]

1. An optical imaging device comprising an optical scanning probe for irradiating an object with low-interference light, and for receiving light scattered from the object, and an observation device detachably connected to said optical scanning probe, for producing a tomogram of the object, from optical information received from said optical scanning probe, said optical scanning probe comprising:

a sheath having an almost overall length part formed of flexible resin tube, and at least a distal end formed of high-transmittance material, said distal end having no opening, a housing provided at the proximal end of said sheath, and a means for detachably mounting said housing on said observation device,

a flexible pipe member provided in said sheath so that said pipe member can rotate around a longitudinal axis,

a torque transmission member provided in the proximal end part of said pipe member, a rotary bearing means holding said torque transmission member in said housing so that said torque transmission member can rotate,

a single mode fiber provided in said flexible pipe member, said single mode fiber having a distal end part fixed to a distal end of said pipe member, said single mode fiber provided so that light may be emitted from a low-interference light source, and incident on the proximal end surface of said single mode fiber,

a lens provided at the distal end of said fiber, for condensing light emitted from said fiber,

an emission path-changing means fixed to said lens, for changing an optical path of emission,

a fiber end fixer means provided in the proximal end part of said fiber, and

an elastic means provided between said fiber end fixer means and said torque transmission member;

said observation device comprising:

a rotary drive for exerting torque on said torque transmission member of the optical probe, and

an optical connector means provided on said observation device, for connecting a transmission reception fiber to said single mode fiber of the optical probe, said transmission reception fiber capable of sending and receiving observation light,

wherein when said detachably mounting means connects said observation device with the optical probe, said elastic means of the optical probe presses said fiber end fixer means against said optical connector means, to produce optical connection.

[0104]

1-1. The optical imaging device according to note 1, wherein said elastic means

comprises an elastic material and a holder means for holding said elastic material.

1-2. The optical imaging device according to note 1, wherein any one of said fiber end fixer means, said elastic means, and torque transmission member has a radial gap (with respect to the rotary shafts) which enables rotation even if rotary shafts are parallel, not aligned with each other.

[0105]

1-3. The optical imaging device according to note 1, wherein any pair of said fiber end fixer means, said elastic means, and torque transmission member, have bearings that enable rotary shafts to rotate with an angle formed between the rotary shafts.

1-3-1. The optical imaging device according to note 1-3, wherein said bearings are spherical bearings.

1-3-2. The optical imaging device according to note 1-3, wherein bearings have such a composition that the curved surface is in contact with the taper shape.

1-4. The optical imaging device according to note 1, further comprising a rotation regulation member that inhibits said fiber end fixer means from rotating at wider angle than a predetermined angle, relative to said torque transmission member.

[0106]

(Action of Note 1 Group) In the composition of note 1, while pressed against the optical fiber end of the observation device, the optical fiber end of the optical probe rotates; therefore, optical fibers are connected with each other, whether or not there is shaft misalignment, inappropriate obtuse angle, or axially loose bearing, between the rotary shaft of the rotary drive provided on the observation device and the rotary shaft of the torque transmission member for turning the rotary tube.

[0107]

(Objective of Notes 1-2 and 1-3) To enable torque to be smoothly transmitted from the rotary shaft of the rotary drive to the rotary shaft of the torque transmission member.

(Action of Note 1-2) Even if there is misalignment of rotary shafts, the deviation of the parallel rotary shafts from each other will be canceled by a radial gap with respect to the rotary shaft; therefore, torque can be smoothly transmitted from the rotary shaft of the rotary drive to the rotary shaft of the torque transmission member.

(Note 1-3) Even if there is an inappropriate obtuse angle between the rotary shafts, the deviation of tilt angles will be canceled by bearings; therefore, torque can be smoothly transmitted from the rotary shaft of the rotary drive to the rotary shaft of the torque transmission member.

[0108]

2. A system of an optical probe and an observation device for irradiating an object

with low-interference light, and for producing a tomogram of the object, from information on light scattered from the object, said optical probe and said observation device used for an optical imaging device,

said optical probe comprising:

a sheath having an almost overall length part formed of flexible resin tube, and at least a distal end formed of high-transmittance material, said distal end having no opening, a housing provided at the proximal end of said sheath, and a means for detachably mounting said housing on said observation device,

a flexible pipe member provided in said sheath so that said pipe member can rotate around a longitudinal axis,

a single mode fiber provided in said flexible pipe member, said single mode fiber having a proximal end part and a distal end part fixed to a proximal end and a distal end, respectively, of said pipe member, said single mode fiber provided so that light may be emitted from a low-interference light source, and incident on the proximal end surface of said single mode fiber,

a lens provided at the distal end of said fiber, for condensing light emitted from said fiber,

an emission path-changing means fixed to said lens, for changing an optical path of emission,

a fiber end fixer means provided in the proximal end part of said pipe member, for fixing said fiber proximal end part, and

a rotary bearing means for holding said fiber end fixer means to said housing so that said fiber end fixer means can rotate,

said observation device comprising:

a rotary drive for exerting torque on said pipe member of said optical probe, and

an optical connector means provided on said observation device, for connecting a transmission reception fiber to said single mode fiber of said optical probe, said transmission reception fiber capable of sending and receiving observation light,

wherein on said fiber end fixer means of said optical probe, a fiber end attachment means is provided which detachably connects the fiber end with said optical connector means, and wherein said rotary drive of said observation device turns said optical connector means.

[0109]

2-1. The optical imaging device system according to note 2, wherein said housing-mounting means detachably connects said housing to said observation device so that said housing can move along the rotary shaft of said fiber end fixer means.

(Objectives of Notes 1 and 2) To ensure steady connection of the observation-device optical fiber and the optical fiber of the optical probe, even if there is shaft misalignment, inappropriate obtuse angle, or axially loose bearing, between the rotary shaft of the rotary drive provided on the observation device and the rotary shaft of the torque transmission member for turning the rotary tube provided on the connector of the optical probe.

(Objective of Note 2-1) To facilitate attaching the fiber end fixer means to the optical connector means.

[0110]

(Action of Note 2) In the composition of note 2, the optical fiber end of the optical probe is certainly connected by the fiber end attachment means, to the optical fiber end of the observation device. The rotary shaft of the rotary drive provided on the observation device is simultaneously certainly connected with the rotary shaft of the torque transmission member for turning the rotary tube. Such a composition eliminates shaft misalignment, inappropriate obtuse angle, or axially loose bearing of both rotary shafts. With optical fibers certainly connected, the tube can be turned.

[0111]

3. A system of an optical probe and an observation device for irradiating an object with low-interference light, and for producing a tomogram of the object, from information on light scattered from the object, said optical probe and said observation device used for an optical imaging device,

said optical probe comprising:

a single mode fiber for irradiating the object with low-interference light, and for receiving light scattered from the object, and

a means for detachably mounting, on the said observation device, said optical probe and optical elements for irradiating the living tissue with light from said fiber provided in the distal end part of said optical probe, and for receiving the reflection,

said observation device comprising:

a first single mode fiber provided on the object light side of a fiber interference system provided in said observation device,

a second single mode fiber detachably optically connected to said first single mode fiber, and

an optical connector means connecting said second single mode fiber to said single mode fiber of said optical probe.

[0112]

3-1. A system of an optical probe and an observation device for irradiating an object

with low-interference light, and for producing a tomogram of the object, from information on light scattered from the object, said optical probe and said observation device used for an optical imaging device,

said optical probe comprising:

a sheath having an almost overall length part formed of flexible resin tube, and at least a distal end formed of high-transmittance material, said distal end having no opening, a housing provided at the proximal end of said sheath, and a means for detachably mounting said housing on said observation device,

a flexible pipe member provided in said sheath so that said pipe member can rotate around a longitudinal axis,

a single mode fiber provided in said flexible pipe member, said single mode fiber having a proximal end part and a distal end part fixed to a proximal end and a distal end of said pipe member, said single mode fiber provided so that light may be emitted from a low-interference light source, and incident on the proximal end surface of said single mode fiber,

a lens provided at the distal end of said fiber, for condensing light emitted from said fiber, and

an emission path-changing means fixed to said lens, for changing an optical path of emission,

said observation device comprising:

a first single mode fiber provided on the object light side of a fiber interference system provided in said observation device,

a rotary drive for exerting torque on said pipe member,

a second single mode fiber provided in a lumen of said rotary drive, for rotating together with said rotary drive,

a rotating optical joint connecting said second rotating single mode fiber with first fixed single mode fiber,

a third single mode fiber detachably optically connected to said second single mode fiber, for rotating together with said rotary drive, and

an optical connector means for connecting said third single mode fiber to said single mode fiber of said optical probe.

[0113]

(Background of Note 3) In order to clean and sterilize the optical probe, the connection is frequently detached between the optical fibers of an optical probe and an observation device, as shown in the Japanese Patent Application No. 9-313924. Frequent detaching leads to unavoidable damage to the fiber end surface and the

contact surface of fiber fixer member (ferrule). It is necessary to abut the fiber cores on the order of several micrometers, for OCT single mode fibers. Even slight damage to the fiber end surface, or narrow gap between the fiber ends due to the damage to the fiber fixer member, may cause a great loss of light, and aggravate the signal-to-noise ratio for observation. Variations in connection due to rotation may cause uneven intensity of the observation image.

[0114]

If damage occurs, it is only normal to re-grind the ferrule end surface that includes the fiber ends. If incorporated in an optical probe, an observation device and other medical instruments, however, the fibers are technically very difficult to re-grind. Many doctors are very ignorant about re-grinding.

The optical rotary joint is a part that connects the fixed optical fiber with the rotating optical fiber incorporated in the observation device. In general, the optical rotary joint is so expensive that it is not economical to replace the slightly damaged fiber ends with new one.

[0115]

(Objectives of Note 3) To ensure steady connection of the observation-device optical fiber with the optical fiber of the optical probe without re-grinding the fiber ends, even if the fiber ends in the connection of the optical probe and the observation device are contaminated.

(Action of Note 3) The second detachable single mode fiber is provided in the connection of the observation device with the optical probe. If the connected fiber ends of the observation device are contaminated, the doctor replaces the second single mode fiber with new one, in order to ensure steady optical connection without re-grinding the fiber ends.

4. An optical imaging device for irradiating an object to be examined with low interference light and for constituting a tomographic image of the object to be examined from information about the light scattered by the object, comprising

a sheath composed of a flexible resin tube;

a flexible pipe member disposed rotatably around a longitudinal axis in said sheath;

a fiber formed with a single mode fiber disposed in said flexible pipe member, having its base end section and tip section affixed, respectively, to a base end and a tip of said pipe member and the base end being disposed so that the light emitted from a low interference light source enters therein;

a lens disposed at said tip of the fiber for collecting a light emitted from the fiber;

an optical probe having an emitted light path change means affixed to said lens for

changing the optical path of an emitted light;

a rotation driving device for affording rotation force to the pipe member of the optical probe;

an angle detection means for detecting the rotation angle of the pipe member;

a scan means connected to the optical probe for interfering the low interference light returned from the object to be examined and a reference light and, at the same time, for scanning said interference position axially in respect of the optical axis by changing the transmission time;

a scan timing detection means for outputting the scan timing of the scan means;

an interference signal acquisition means for acquiring an interference signal; and

an image composition means for displaying on a display device interference signal information, at a linear position extending from the image center, corresponding to the rotation angle obtained from the angle detection means when the scan timing detection is detected.

4-1. An optical imaging device, comprising

a recording means for recording an interference signal obtained by scanning with a scan means based on a scan timing;

a function computation means for computing the relation between the scan timing and a rotation angle obtained from the scan timing and an angle detection means; and

a image composing means for obtaining scan timing information corresponding to the predetermined rotation angle using the function computation means, obtaining from the recording means interference signal recording information based on the scan timing information and displaying such information on a display device; characterized by that

the image composing means changed the predetermined rotation angle and displays the obtained interference signal at a position corresponding to the rotation angle, as luminance variation on the display device.

4-1-1. The system of the supplementary note 4-1, wherein the image composing means generates a corresponding interference signal by complementing with a mathematics approach, from recording information corresponding to a plurality of scans, based on scanning timing information to be displayed.

4-1-2. The system of the supplementary note 4-1, wherein the recording means is a digital memory recording a plurality of one dimensional information.

5. An optical imaging device for irradiating an object to be examined with low interference light and for constituting a tomographic image of the object to be examined from information about the light scattered by the object, comprising

a sheath composed of a flexible resin tube;
 a flexible pipe member disposed rotatably around a longitudinal axis in said sheath;
 a fiber formed with a single mode fiber disposed in said flexible pipe member, having its base end section and tip section affixed, respectively, to a base end and a tip of said pipe member and the base end being disposed so that the light emitted from a low interference light source enters therein;
 a lens disposed at said tip of the fiber for collecting a light emitted from the fiber;
 an optical probe having an emitted light path change means affixed to said lens for changing the optical path of an emitted light;
 a rotation driving device for affording rotation force to a the pipe member of the optical probe;
 an angle detection means for detecting the rotation angle of the pipe member;
 a scan means connected to the optical probe for interfering the low interference light returned from the object to be examined and a reference light and, at the same time, for scanning said interference position axially in respect of the optical axis by changing the transmission time; and
 an interference signal acquisition means for acquiring an interference signal; characterized by that :
 when the predetermined angle is detected by the angle detection means, the scanning means changes the interference position and obtains the interference signal, while the image composing means changed the predetermined rotation angle and displays the obtained interference signal at a position corresponding to the rotation angle, as luminance variation on the display device.

(Background of supplementary notes 4 and 5)

(Conventional arts opposed to the supplementary notes 4 and 5) Japanese Patent Publication HEI 6-511312 or Japanese Patent Application 9-3139 disclose a probe comprising a rotation tube including an optical fiber and an optical element inside in respect of an external tubular sheath for inserting into the body cavity, for rotating the orientation of illumination light and observation light, by the rotation tube rotation, and scanning.

During its rotation scanning, it scans the interference position in the light emitting direction, obtains the interference signal, composes its rotation angle, interference position and interference signal intensity into a two-dimensional circumferential image and displays the same.

In these arts, particularly when the optical probe is largely bent, the friction between the sheath and the rotation tube makes the rotation tube rotation inconstant and the

rotation speed irregular.

In general, for real time observation, the interference position is scanned with a high speed and constant scanning timing using mirror resonance vibration or the like. As a consequence, the angle interval of radial image information obtained by the interference position scanning is inconstant in response to the irregular rotation speed. (Object of the supplementary notes 4 and 5) To obtain a rotation scanning image wherein the relation between the rotation angle and the position is correct, even when the rotation tube rotation speed is irregular.

(Object of 4-2) To obtain a continuous rotation scanning image.

(Function of the supplementary notes 4 ~ 5)

The composition of the supplementary note 4 allows to obtain an observation image wherein the angle and interference correspondence is correct, by displaying interference signal corresponding to the detected rotation angle.

The composition of the supplementary note 4-1 allows to obtain a continuous observation image by complementary operations, even if the angle position of obtained interference signal is scattered.

[Effect of the Invention]

As described above, according to the invention, an optical imaging device including an optical scanning probe for illuminating an object to be examined with a low interference light and receiving light scattered by the object and an observation device, to which said optical scanning probe is connected detachably, for constituting an tomographic image of the object from information of the light received through said optical scanning probe; comprising

a sheath wherein at least its tip is made of good light transmissive material;

an attachment/removal means for attaching a housing disposed at a base end of the sheath to the observation device;

a pipe member rotatably disposed around the longitudinal axis in said sheath;

an rotation force transmission member disposed at the base end section of said pipe member;

a rotation holding member for holding the rotation force transmission member rotatably in the housing;

a fiber formed with a single mode fiber disposed in said pipe member, having its tip section affixed to a tip of said pipe member and the base end being disposed so that the light emitted from a low interference light source enters therein;

a lens for collecting a light emitted from said fiber tip;

an emitted light path change means affixed to said lens for changing the optical path of

the emitted light;

a fiber end fixing means disposed at a base end section of said fiber;

an optical scanning probe having a resilient means disposed between said fiber end fixing means and the rotation force transmission member;

a rotation driving device for affording rotation force to the rotation force transmission member of the optical probe; and

an optical connection means for connecting observation light emitting and receiving fiber disposed on the observation device to the single mode fiber of the optical probe;

wherein

the fiber end fixing means is pressure connected to said optical connection means by the resilient means of said optical probe when said optical probe and said observation device are connected so as to rotate the fiber end of the optical scanning probe rotates biased to the fiber end of the observation device by the resilient means, ensuring a stable connection of both fiber ends by absorbing possible rotation axis off-set, inclination angle tilt and axial backlash of the like between the rotation axis of the rotation force transmission member and the rotation axis of the rotation driving device disposed in the observation device.

[Brief Description of Drawings]

Fig. 1 shows the composition of an optical imaging device according to a first embodiment of the present invention;

Fig. 2 shows an endoscope to which an optical scanning probe is inserted with its optical scanning probe;

Fig. 3 is a cross-section showing the composition of the optical scanning probe and a rotation driving device;

Fig. 4 is a cross-section shown the detailed composition of the optical scanning probe;

Fig. 5 is a cross-section showing the composition of a connection section between a connector section and the rotation driving section;

Fig. 6 shows views of sections A-A, B-B and others of Fig. 5;

Fig. 7 is a cross-section showing the state of the connector section during washing and conservation;

Fig. 8 shows the composition of essential parts of the connector section and a section C-C according to a second embodiment of the present invention;

Fig. 9 is a cross-section showing the composition of a connection section between a connector section and a rotation driving section according to a third embodiment of the present invention;

Fig. 10 is a cross-section D-D of Fig. 9;

Fig. 11 is a cross-section showing the composition of a connection section between a connector section and a rotation driving section according to a fourth embodiment of the present invention;

Fig. 12 shows a rotation detent mechanism between a slide pipe and a housing of Fig. 11;

Fig. 13 shows the relation between the depth direction scanning timing by the optical scanning means and the optical scanning probe rotation angle;

Fig. 14 is a block diagram showing the composition of essential parts of a means for displaying the observation image by correcting irregular scanning speed in the rotational direction of the optical scanning probe; and

Fig. 15 illustrates another method different from Fig. 14.

[Symbols]

1A	Optical imaging device
2	Low interference light source
3	First single mode fiber
4	Optical coupler
5	Second single mode fiber
6	Optical rotary joint
7	Third single mode fiber
8	Optical scanning probe
9	Connector section
10	Fourth single mode fiber
11	Organic tissue
12	Photodiode
13	Rotation driving device
14	Optical path length variable mechanism
19	Galvanometer mirror
25	Computer
26	Monitor
27	Observation device
40	Flexible shaft
44	Motor
46	Belt
64	Connector case
65	Housing
66	Attachment ring

68 Shaft retainer
69 Bearing
70 Rotation transmission pin
71 Ferrule
72 Spring lodgment
73 Optical connector
74 Spring
75 Rotation shaft
Agent Attorney ITHO, Susumu

Abstract

Problem to be Solved

To provide an optical imaging device ensuring a stable connection between an optical scanning probe optical fiber and an observation device side optical fiber, notwithstanding off-set axis, angle deflection or axial backlash between the rotation axis of a rotation force transmission means provided on a connector section of an optical scanning probe and the rotation axis of a rotation driving means provided on an observation device.

Means to Solve the Problem

A stable connection between a base end of a fourth single mode fiber 10 and a tip of a single mode fiber 88, by attaching the base end of the fourth single mode fiber 10 disposed inside a flexible shaft 40 in an optical scanning probe to an optical connector 73 in a connector section 9, this optical connector 73 composing an observation device side rotation driving device, by the resilient force of a spring 74 in a spring lodgment 72 in contact with a inner surface of a shaft retainer 68, inserting the single mode fiber 88 therein, connecting to a rotation driven rotation shaft 76 by a sort of compression, and absorbing possible axial off-set, by a rotationally symmetric spherical section 68a of the inner surface of the shaft retainer 68.

Selected Figure

Fig. 5

Fig.2

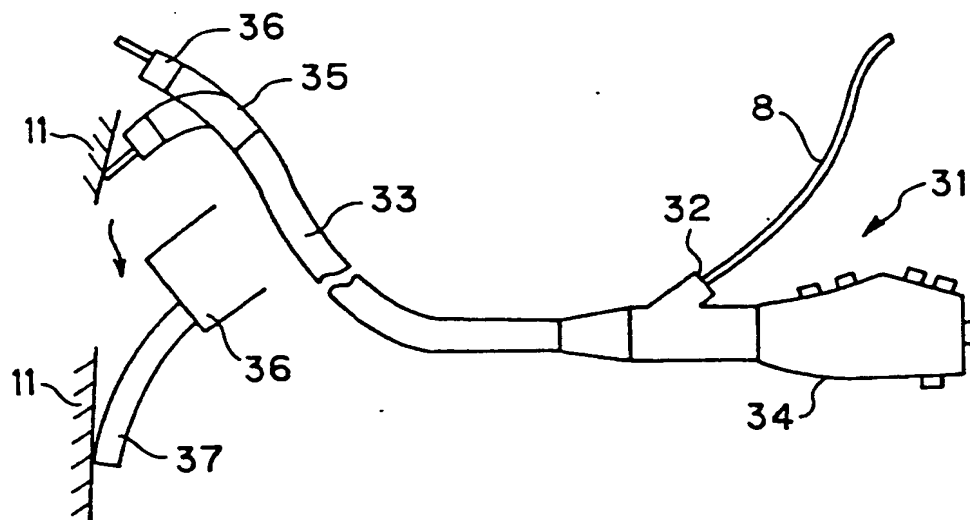


Fig.3

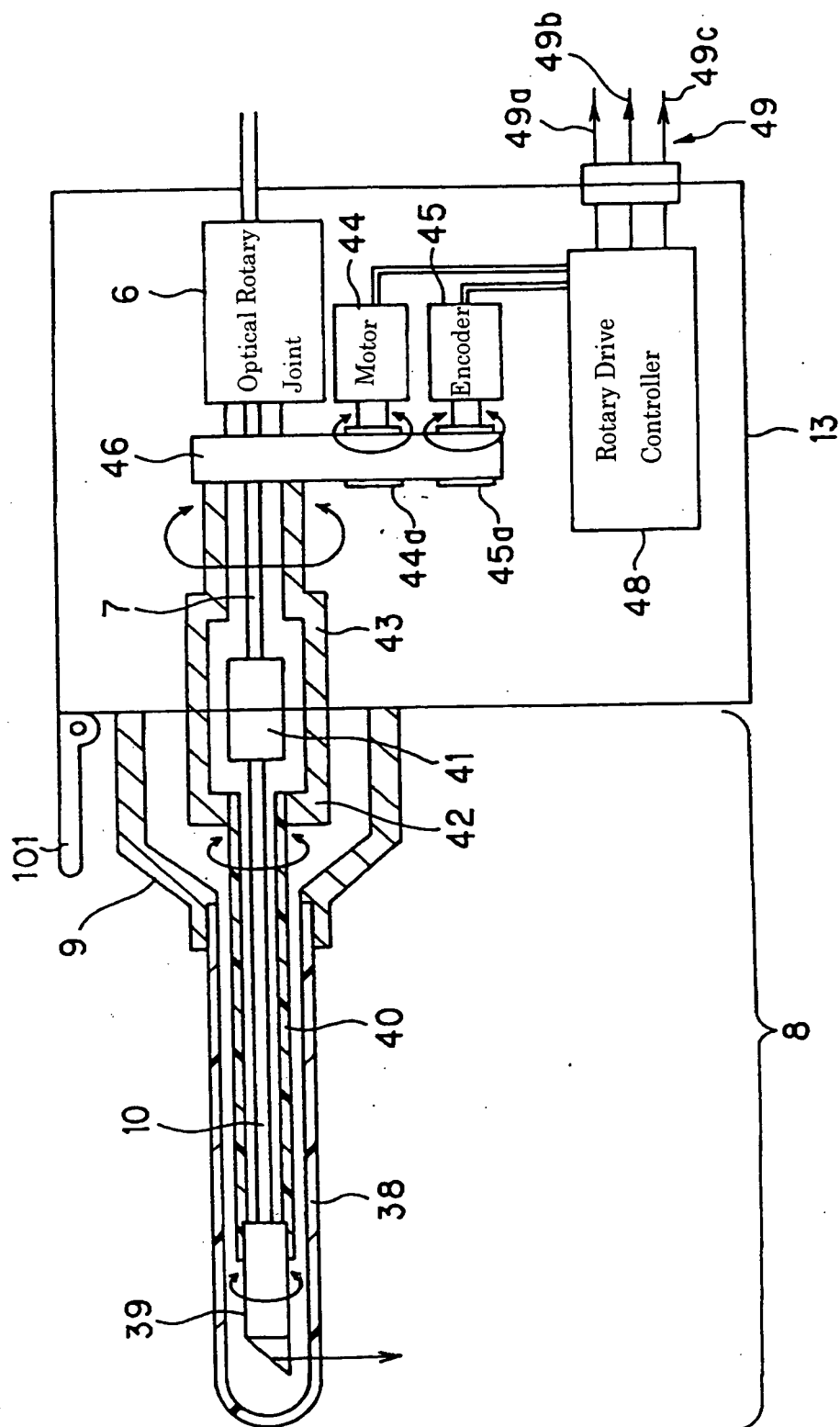


Fig.4

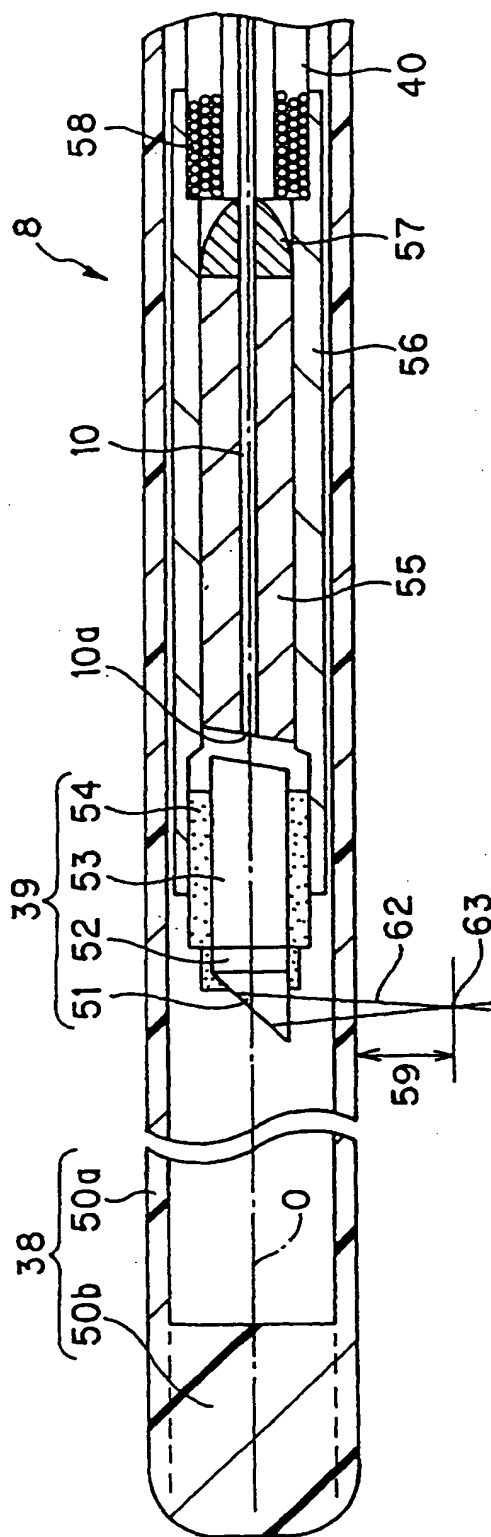


Fig.5

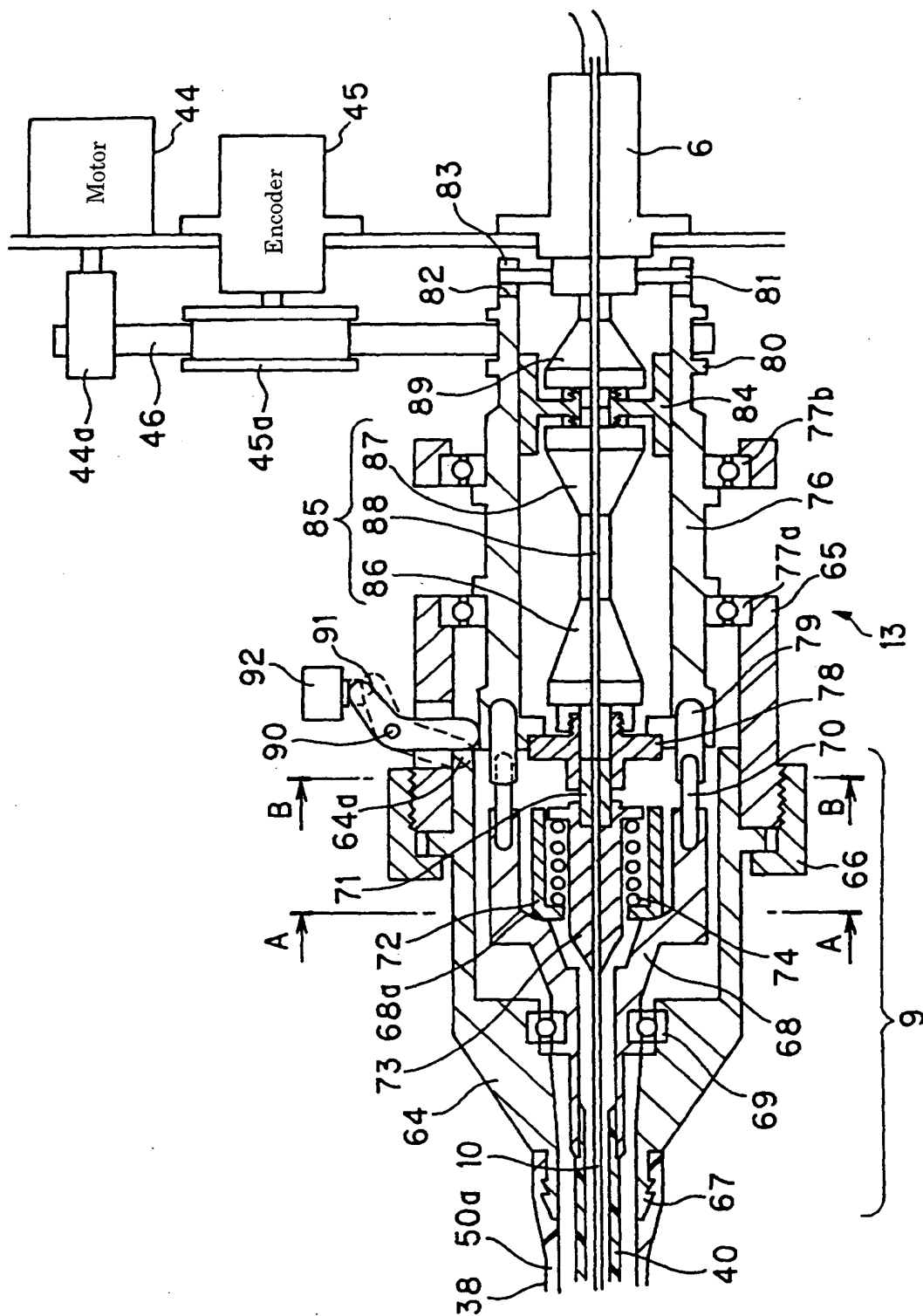


Fig.6

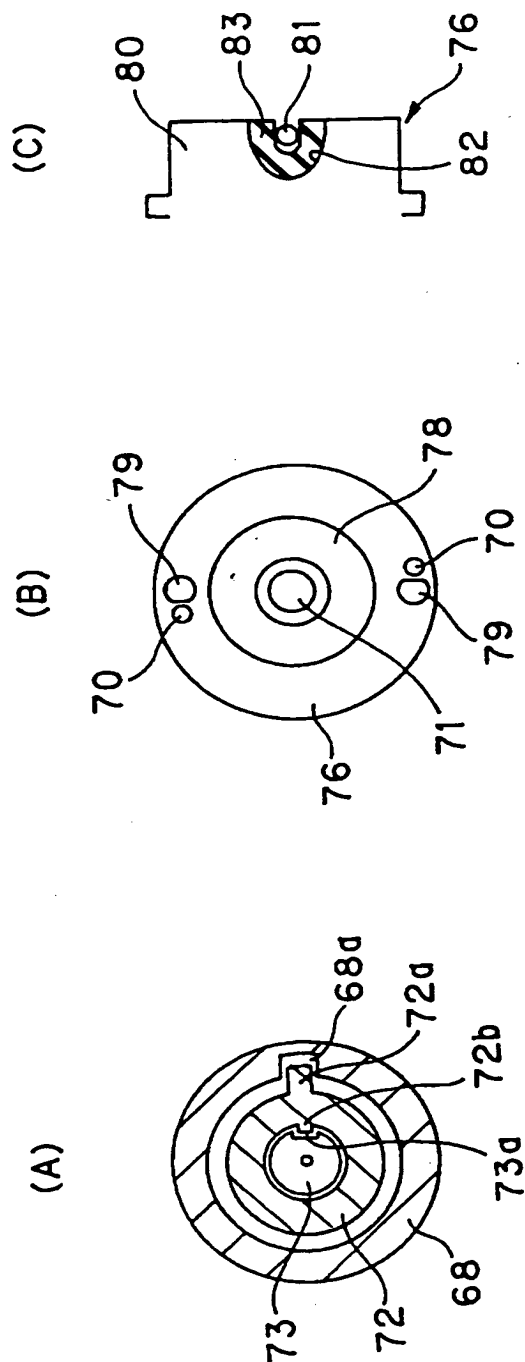
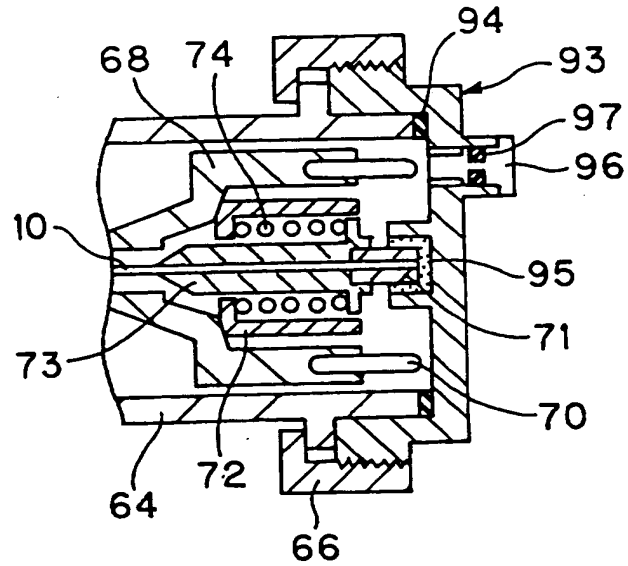


Fig.7

(A)



(B)

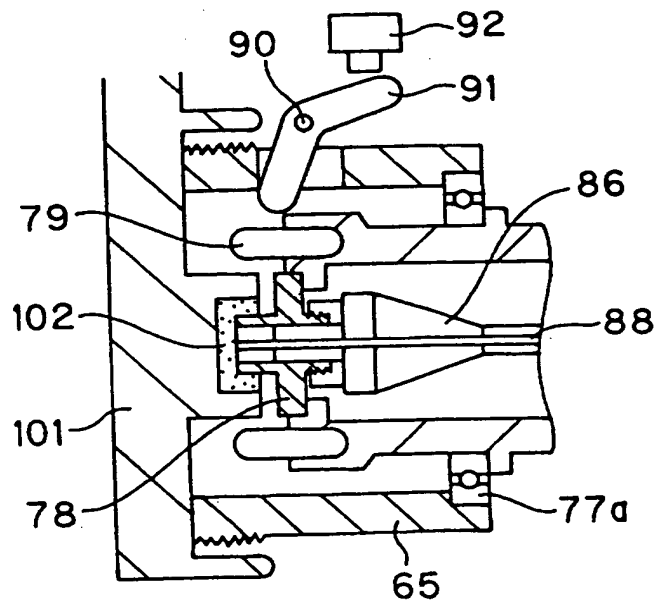


Fig.8

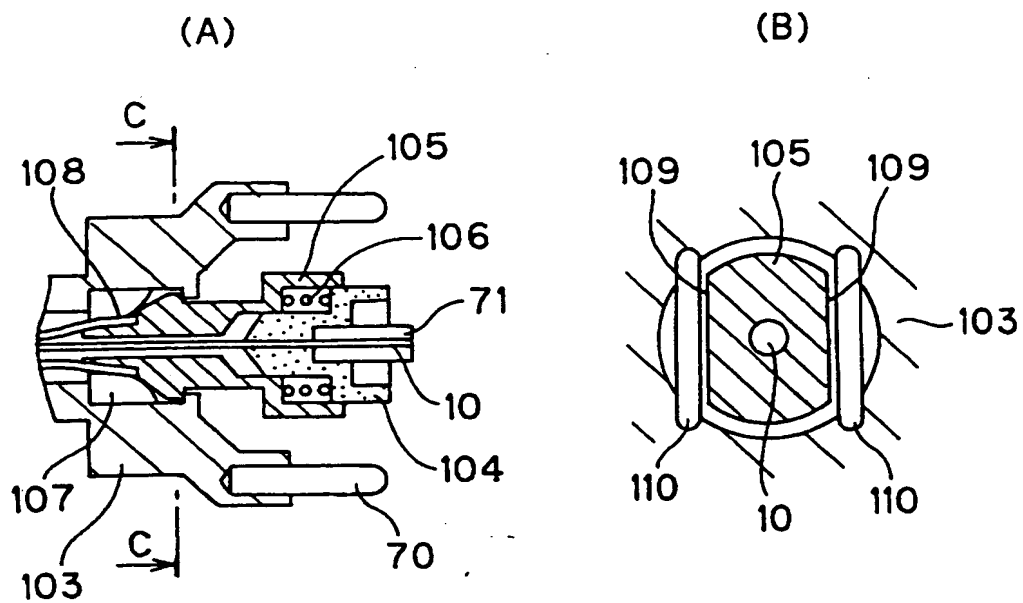


Fig.9

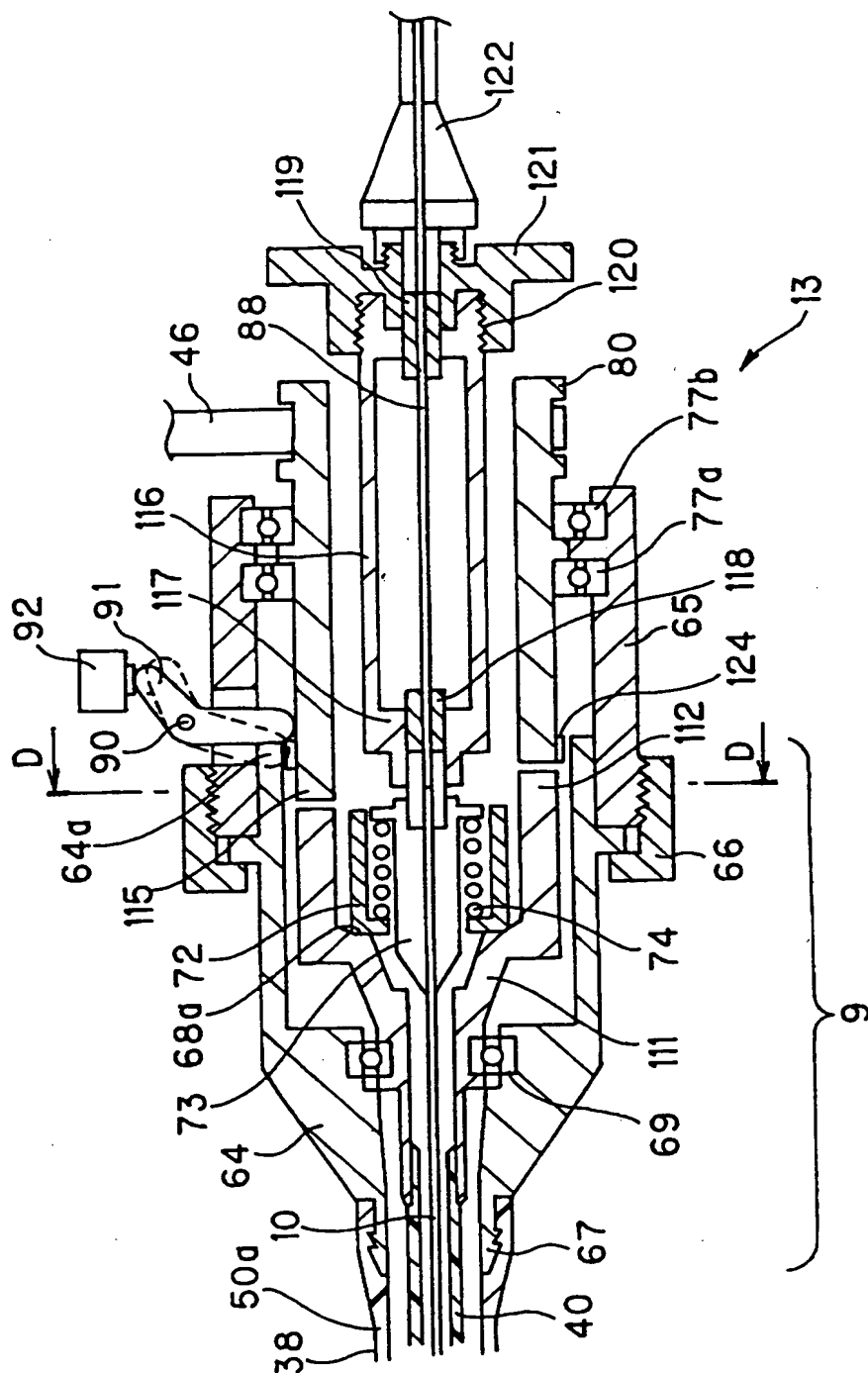


Fig.10

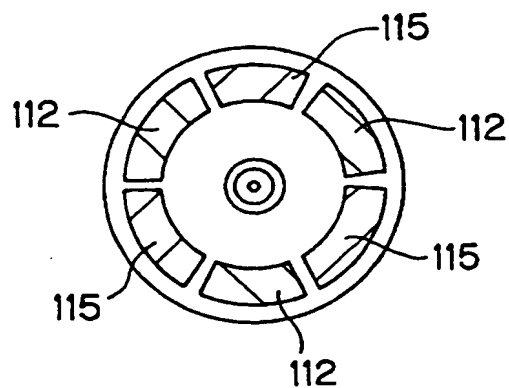


Fig.11

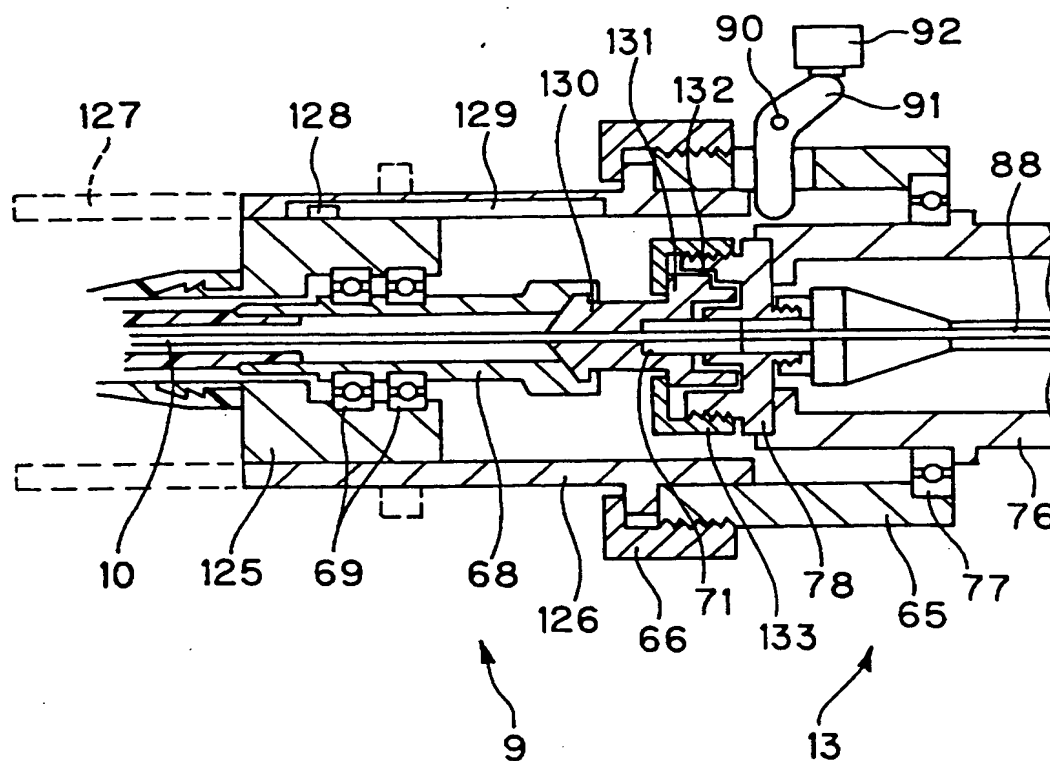


Fig.12

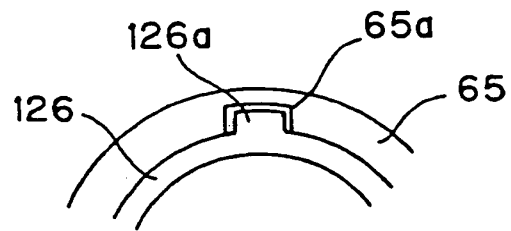


Fig.13

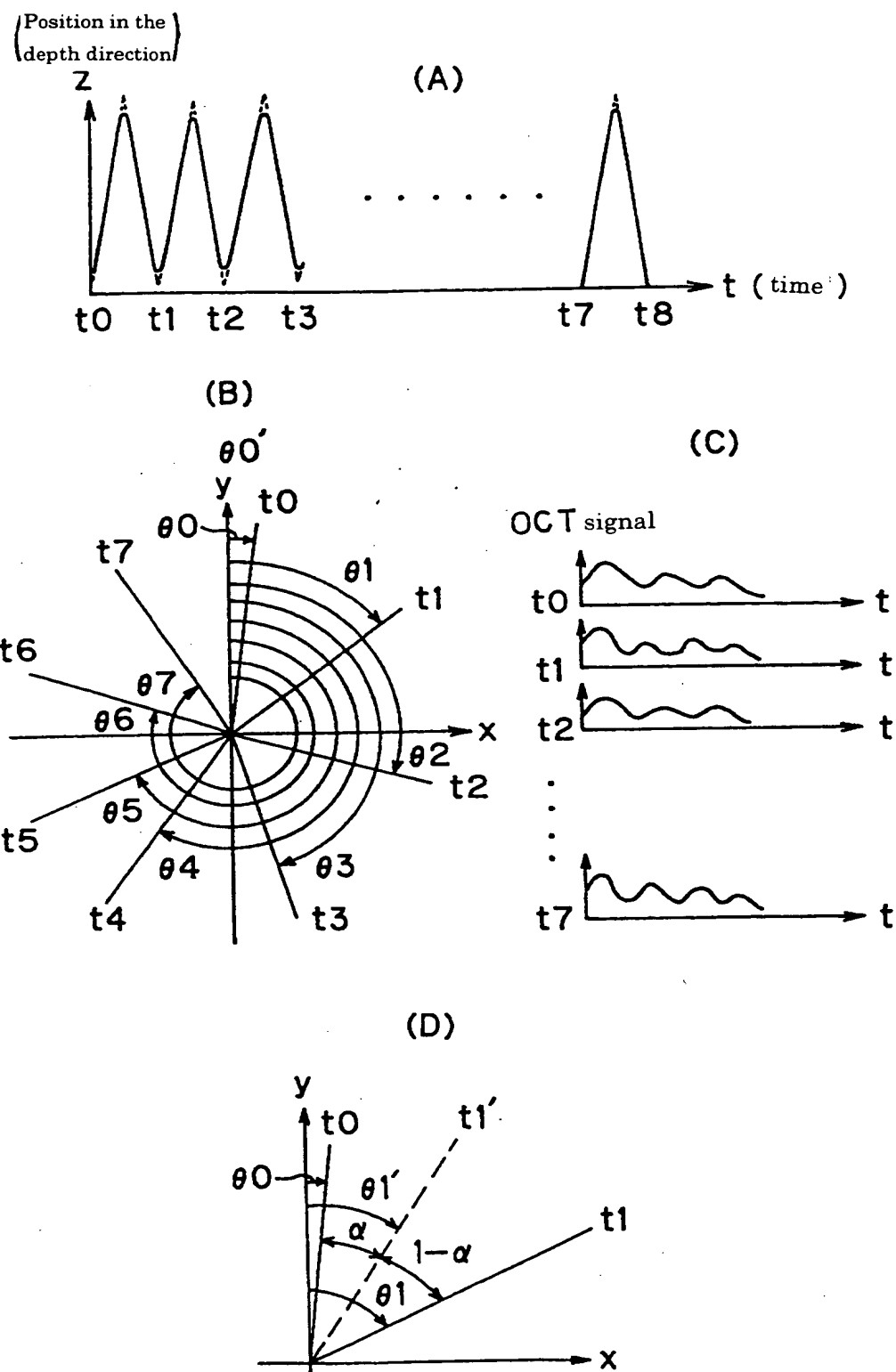


Fig.14

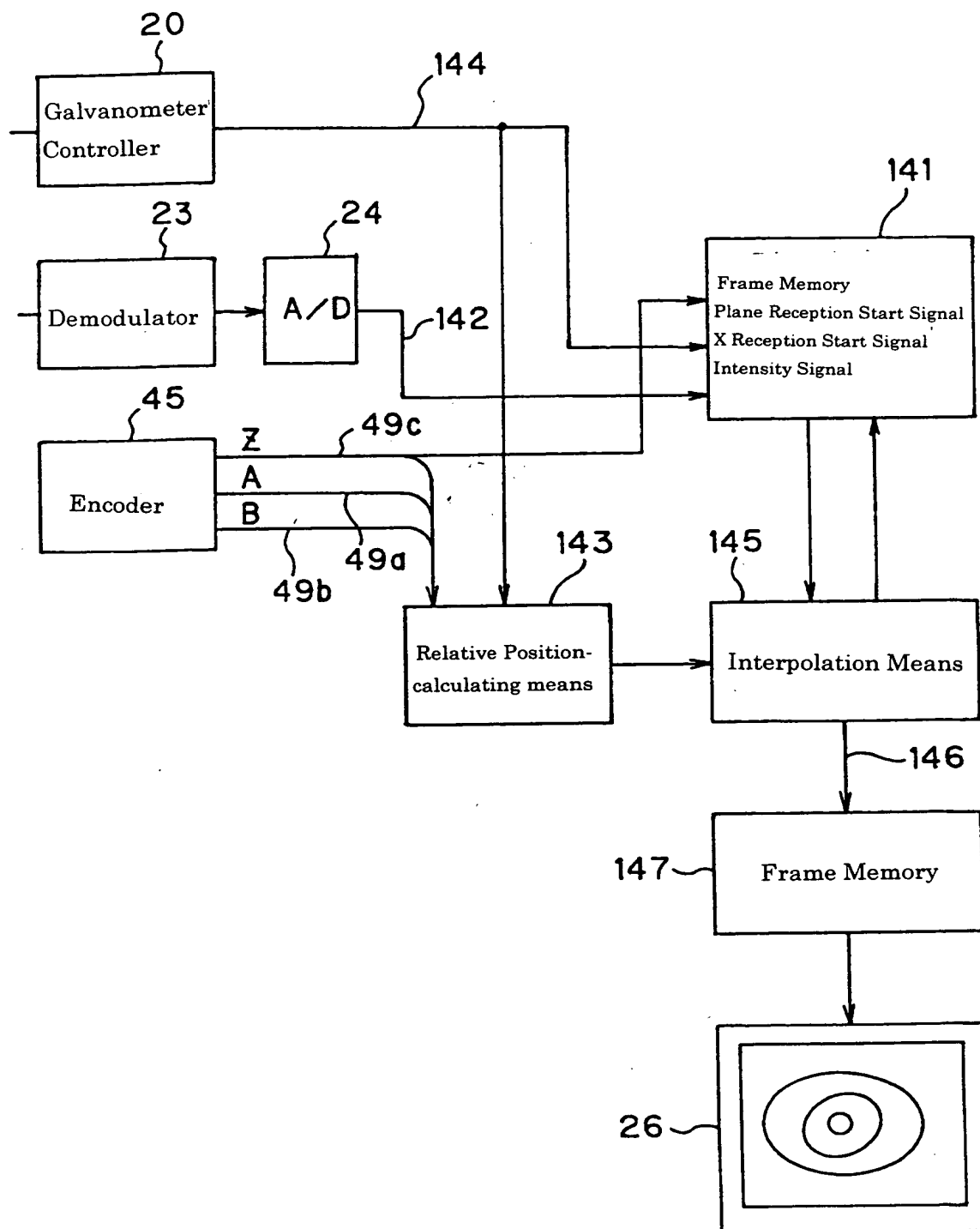
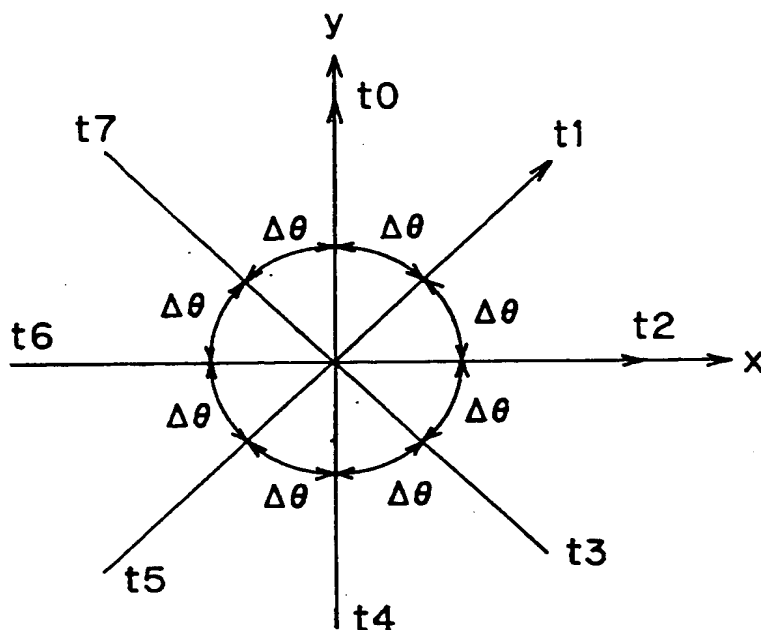
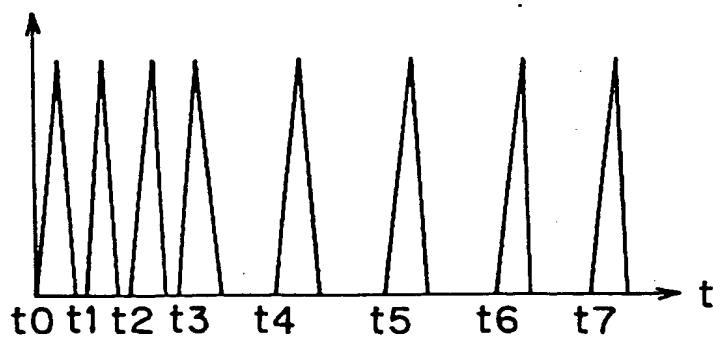


Fig.15

(A)



(B)



工業所有権出願手続依頼及び譲渡証

Page /		この発明、考案又は意匠に関して、日本及び外国における特許を受ける権利又は実、若しくは意匠の登録を受ける権利をオリンパス光学工業株式会社に譲渡します。									
技術コード(1)		技術コード(2)		依頼元番号		研究製番		依頼元		内研号	
003900		0215		131PA-193				依頼元		内研号 E420	
法区分 / 出願区分		提案日		出願期限日		理由		長		特許担当	
(特) 実 意 公 許 案 匠 技		98年8月25日		98年9月25日		外部特許		(金)		(堀井)	
分 案 優 秘 類 C C 再 割 更 先 密 似 A P 再 行		製品名		優先日(原出願日)		優先権主張					
		P/n		年 月 日		する・しない					
名称		光イメージ装置				出願時調査請求		出願時審査請求			
(仮)						有・無		する・しない		する・しない	
住所		順序		氏名		パスポート		従業員番号		退職/開通	
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号オリンパス光学工業株式会社内		1		堀井 章弘		ホリイアキヒロ		132563			
				上野 仁工		ウエノ ヒロシ		135287			
				飯塚 修平		イヅカ シウヘイ		144059			
出願人		出願人名称		出願人コード		持分		譲渡印		訂正印	
		オリンパス光学工業株式会社		000000376		1/100					
						1/100					
						1/100					
出願国		日本		中国		韓国		台湾			
JP		CN		KR		TW					
各国別		各国別		各国別		各国別		各国別		各国別	
PCT		PCT		PCT		PCT		PCT		PCT	
アメリカ		ドイツ		イギリス		フランス					
US		DE		GB		FR					
各国別		各国別		各国別		各国別		各国別		各国別	
EPC		EPC		EPC		EPC		EPC		EPC	
PCT		PCT		PCT		PCT		PCT		PCT	
[提案の要旨]		[先行技術資料名]				基礎出願番号		法 暦 年度		番号	
主分類 39 副分類											
OCT用光プロジェクタの外側ミスの適用部を、傷がついた場合に変更可能なように着脱可能にした。											
		[調査方法] OPTIS/PR PATOLIS				原 出 願		原 整理 番号		国	
		他()									

[注意事項]

- 譲渡者及び出願人の願書への記載欄を変更する場合は「順序」欄へその記載順序を1,2,3...と記入して下さい。(未記入の場合は記載順)
- 既に退職した譲渡者及び光学より出向以外の関連会社社員の譲渡者は「退職/関連」欄にその旨記載して下さい。
- 外国出願時の譲渡者の住所は、現住所を記載して下さい。
- 国内優先及び外国出願の場合は基礎出願番号と優先日(最先)を、分割等原出願のある場合はその原出願と原出願日を記入して下さい。
- 希望する出願国及びルートに○印を記入して下さい。なお上記表示国以外の場合は国名/コードを加筆して下さい。

長	分野担当	事務担当
堀井 章弘 98.8.25 上	中 98.8.25 代	中 98.8.25 代

- 公開技報
- 否出願
- 統合

(統合先を備考欄に明記)

出願担当者	原稿依頼日	原稿受取日

整理番号	分符	受付日	分野コード	担当G	事務所	出願依頼日
980825		980825	E420		IS	980826

Translation Docket No.98P1578 #1

A. Request for filing a Intellectual Property Application, and Assignment

B. With this invention, device or design, I (or We) assign the right to obtain a patent, utility model or design patent in Japan and foreign countries to Olympus Optical Company.

C. ☒ Japan / ☐ Foreign country

D. Request's department: Product Development Department, Endscope Division

a stamp of Mr. Kaneko

a stamp of Mr. Horii

a stamp of Mr. Yoshino

E. Law division/Application division

☒ Patent

☐ Utility model

☐ Design patent

☐ (Open publication)

F. Proposed date: August 25, 1998

Deadline date of file : September 25, 1998

Reason: Outside clinical test

G. Name (Provisional)

A Light Imaging Apparatus

H. Plan to file in the United States

Yes ☐ Reserve ☐ ☒ No

Request for search at the filing

Yes ☐ ☒ No

Request for examine at the filing

Yes ☐ ☒ No

I. Assignor

Address; Olympus Optical Co. Ltd.,
2-43-2 Hatagaya Shibuya-ku Tokyo

Name: Akihiro Horii

Employee #; 132563

Name: Hitoshi Ueno

Employee #; 135287

Name; Syuhei Iizuka

Employee #; 144059

J. Applicant: Olympus Optical Co. Ltd.

K. Seal for Assign; Horii

Seal for Assign; Ueno

Seal for Assign; Iizuka

L. Summary of propose

A transparent portion of an outside sheath in a light probe for OCT is made attachable for exchanging at a defected time.

M.

Superior a stamp of Mr. Sakagami

Assigned(delegated) a stamp of Mr. Shigehara (substitution)

a stamp of Mr. Nakano

Business routine a stamp of Miss Yamaguchi

N.

Docket # 98P01578

Date of reception August 25, 1998

Cord of field E420

Assigned Group

Outside agency IS

Date of request for firing August 26, 1998

1998. 8. 27

Translation Docket No.98P1578 #2

A. Request for filing an Application

B. ☒ Japan / Foreign country

C. To: Ito-shin Patent Office

D. From: Olympus Optical Company Ltd., Intellectual Property & Legal Department
A stamp of Mr. Nakano August 25, 1998

E. Law division/Application division

☒ Patent

Utility model

Design patent

(Open publication)

F. Desired filing date: September 25, 1998

G. Name (Provisional)

A Light Imaging Apparatus

H. Request for search at the filing

Yes ☒ No

Request for examine at the filing

Yes ☒ No

I. Assignor

Address; Olympus Optical Co. Ltd.,
2-43-2 Hatagaya Shibuya-ku Tokyo

Name; Akihiro Horii

Name; Hitoshi Ueno

Name; Syuhei Iizuka

J. Applicant: Olympus Optical Co. Ltd.

K. Summary of propose

A transparent portion of an outside sheath in a light probe for OCT is made attachable for exchanging at a defected time.

L.

Docket #	98P01578
Cord of field	E420
Outside agency	IS
Date of request for firing	August 26, 1998

M.

A stamp of the Receipt August 27, 1998 Ito-shin Patent Office

【書類名】 特許願

【整理番号】 98P01578

【提出日】 平成10年9月21日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 1/00
A61B 10/00

【発明の名称】 光走査プローブ装置

【請求項の数】 1

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

【氏名】 堀井 章弘

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

【氏名】 上野 仁士

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

【氏名】 飯塚 修平

【特許出願人】

【識別番号】 000000376

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

【氏名又は名称】 オリンパス光学工業株式会社

【代表者】 岸本 正壽

【代理人】

【識別番号】 100076233

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013387

【納付金額】 21000

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9101363

【ブルーフの要否】 ブルーフ要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 光走査プローブ装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光走査プローブ装置であって、

全長の大部分が柔軟な樹脂チューブで構成され少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースと

シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と

シースの少なくとも光の出射・入射部が設けられた部分が交換可能であることを特徴とする光走査プローブ装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築するための光走査プローブ装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、生体組織を診断する場合、組織内部の光学的情報を得ることのできる装置として、低干渉性光を用いて被検体に対する断層像を得る干渉型のOCT（オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィ）が例えば特表平6-511312号公報に開示されている。

【0003】

特表平6-511312号公報では体腔内に挿入するための外側のチューブ状シースに対して内側に光ファイバおよび光学素子が設けられた回転チューブを設けた光走査プローブ装置（以下、単に光プローブ或いはプローブと略記）が開示

されている。

【0004】

しかし、プローブの着脱手段がないため、体腔内での使用に必要な洗浄・滅菌ができない。また、先端のプリズム等の光学素子が外側シースに対して露出して回転しているため、生体を傷つける可能性が有る。

【0005】

それに対し、特願9-313924号には、着脱可能なOCT用光プローブが開示されている。着脱可能なコネクタ部を有し、先端のプリズム等の光学素子まで透明なシースで覆って密封している。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、この技術では内視鏡の鉗子孔にプローブを挿通して体腔内に挿入する場合など、プローブが湾曲した場合、先端の光学素子の支持部が外側シースの内側に回転しながら接触し、外側シースの内側を傷つけ、その部位で光の乱反射が生じるため外側シースの光学特性を劣化させ、光学素子から出射するOCT照射光及び生体からの観察光を遮り観察性能を劣化させるという問題が有った。

【0007】

また、シースの傷いた箇所が照射光及び観察光の位置でなくとも、プローブの湾曲形状によって回転シースが外側シースの位置に対して前後して移動するため、傷ついた箇所が観察光の場所に現れるという問題があった。

【0008】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、シースの内側が傷ついた場合にも、別の光走査プローブ装置を使用することなく、シース部分を交換することにより同じ光走査プローブ装置を使用して観察像を得ることができる光走査プローブ装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の

断層像を構築する光イメージング装置用の光走査プローブ装置であって、

全長の大部分が柔軟な樹脂チューブで構成され少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースと

シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と

シースの少なくとも光の出射・入射部が設けられた部分が交換可能にすることにより、シースの内面が傷ついた場合は、その傷ついたシースのみ交換して観察を行えるようにしている。

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図8は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の光走査プローブ装置を備えた光イメージング装置の全体構成を示し、図2は光走査プローブ装置が挿通される内視鏡を示し、図3は光走査プローブ装置及び回転駆動装置の構成を示し、図4は光走査プローブ装置の先端側の構成を示し、図5は図4とは異なる構成の光走査プローブ装置の先端側の構成を示し、図6及び図7はさらに異なる構成の光走査プローブ装置の先端側の構成を示し、図8はコネクタ部の詳細な構成を示す。

【0011】

本実施の形態の目的は外側シースの内面が傷ついても、シースを交換可能にすることにより観察が可能な光プローブ装置を提供することにある。

また、光学素子の保持部に曲面部を設けることにより、外側シースの内面が傷つきにくい光プローブ装置を提供することにある。

【0012】

また、外側シース内腔に屈折率整合水を封入することにより、外側シース内面の反射を減衰させ、ゴーストを防止することができる光プローブ装置を提供する

ことにある。

また、外側シース内腔に屈折率整合水を封入することにより、外側シース内面の反射を減衰させ、外側シースの内面が傷ついても、傷の乱反射による影響が小さくできる光プローブ装置を提供することにある。

【0013】

また、シースの着脱部に水密シールを設け、コネクタ部に屈折率整合水封入用の注水孔を設けることにより、着脱後に屈折率整合水の封入が可能な光プローブ装置を提供することにある。

さらに光ファイバ接合部材の長さの範囲内に回転チューブの接合部を設けることにより、硬質長を短縮することができる光プローブ装置を提供することにある。

【0014】

図1に示す光イメージング装置（光断層画像装置）1Aは観測装置27内に超高輝度発光ダイオード（以下、SLDと略記）等の低干渉性光源2を設けている。この低干渉性光源2はその波長が例えば1300nmで、その可干渉距離が例えば17 μ m程度であるような短い距離範囲のみで干渉性を示す低干渉性光の特徴を備えている。つまり、この光を例えば2つに分岐した後、再び混合した場合には分岐した点から混合した点までの2つの光路長の差が17 μ m程度の短い距離範囲内の場合には干渉した光として検出され、それより光路長が大きい場合には干渉しない特性を示す。

【0015】

この低干渉性光源2の光は第1のシングルモードファイバ3の一端に入射され、他方の端面（先端面）側に伝送される。この第1のシングルモードファイバ3は途中の光カップラ部4で第2のシングルモードファイバ5と光学的に結像されている。従って、この光カップラ部4で2つに分岐されて伝送される。

【0016】

第1のシングルモードファイバ3の（光カップラ部4より）先端側には、非回転部と回転部とで光を伝送可能な結合を行う光ロータリジョイント6が介挿され、この光ロータリジョイント6内の第3のシングルモードファイバ7の先端に第

1の実施の形態の光走査プローブ装置（以下、光走査プローブ或いは光プローブと略記）8のコネクタ部9が着脱自在で接続され、この光走査プローブ8内に挿通され、回転駆動される第4のシングルモードファイバ10に低干渉性光源2の光が伝送（導光）される。

【0017】

そして、伝送された光は光走査プローブ8の先端側から被検体としての生体組織11側に走査されながら照射される。また、生体組織11側での表面或いは内部での散乱などした反射光の一部が取り込まれ、逆の光路を経て第1のシングルモードファイバ3側に戻り、光カップラ部4によりその一部が第2のシングルモードファイバ5側に移り、第2のシングルモードファイバ5の一端から光検出器としての例えばフォトダイオード12に入射される。なお、光ロータリジョイント6のロータ側は回転駆動装置13によって回転駆動される。

【0018】

また、第2のシングルモードファイバ5の光カップラ部4より先端側には基準光の光路長を変える光路長の可変機構14が設けてある。この光路長の可変機構14は光走査プローブ8により生体組織11の深さ方向に所定の走査範囲だけ走査する光路長に対応してこの走査範囲の光路長だけ高速に変化する第1の光路長変化手段と、光走査プローブ8を交換して使用した場合の個々の光走査プローブ8の長さのバラツキを吸収できるようにその長さのバラツキ程度の光路長を変化できる第2の光路長の変化手段とを備えている。

【0019】

第2のシングルモードファイバ5の先端に対向してこの先端と共に1軸ステージ18上に取り付けられ、矢印aに示す方向に移動自在のコリメートレンズ30及びレンズ15を介してグレーティング16が配置されている。また、このグレーティング（回折格子）16と対応するレンズ17を介して微小角度回動可能なガルバノメータ19が第1の光路長の変化手段として取付けられており、このガルバノメータミラー19はガルバノメータコントローラ20により、符号bで示すように高速に回転的に振動される。

【0020】

このガルバノメータミラー19はガルバノメータのミラーにより反射させるもので、ガルバノメータに交流の駆動信号を印加してその可動部分に取り付けたミラーを高速に回転的に振動させるものである。

つまり、光走査プローブ8により、生体組織11の深さ方向に所定の距離だけ高速に走査できるようにガルバノメータコントローラ20により、駆動信号が印加され、この駆動信号により符号bで示すように高速に回転的に振動する。

【0021】

そして、この回転的振動により第2のシングルモードファイバ5の端面から射出され、ガルバノメータミラー19で反射されて戻る光の光路長は生体組織11の深さ方向に走査する所定の距離の走査範囲だけ変化する。

つまり、ガルバノメータミラー19により、深さ方向の断層像を得るための第1の光路長の変化手段を形成している。このガルバノメータミラー19による光路長の変化手段はSCIENCE VOL. 276、1997、pp2037-2039に開示されている。

【0022】

また、第2のシングルモードファイバ5およびコリメートレンズ30は、その光軸方向に符号aで示すように移動自在な1軸ステージ18上に設けられ、第2の光路長の変化手段となっている。

また、第2のシングルモードファイバ5には、ファイバで構成される干渉系全体および光走査プローブ8内のファイバの曲げによって生じる複屈折性の影響を取り除くための偏波面調整用のファイバループ29が設けられている。

【0023】

一方、1軸ステージ18は光走査プローブ8を交換した場合に対し、光走査プローブ8の光路長のバラツキを吸収できるだけの光路長の可変範囲を有する第2の光路長の可変手段を形成すると共に、ガルバノメータミラー19による光路長を過経して深さ方向の画像を得る場合に所望とする位置（例えば、光走査プローブ8の先端が生体組織の表面に密着していない場合でも、1軸ステージ18による光路長を変化させることにより、生体組織11の表面位置から干渉する状態に

設定することにより、その表面位置) から画像化することができるようオフセットを調整する調整手段の機能も備えているようにしている。

【0024】

この1軸ステージ18はステージ移動用のモータを備え、位置制御装置21によりそのモータに駆動信号を印加することにより1軸ステージ18は符号aで示す方向に移動する。

この光路長の可変機構14で光路長が変えられた光は第2のシングルモードファイバ5の途中に設けたカップラ部4で第1のシングルモードファイバ3側から漏れた光と混合されて、共にフォトダイオード12で受光される。

【0025】

なお、例えば第2のシングルモードファイバ5は1軸ステージ18をその可変範囲の中間位置付近に設定した状態では光カップラ部4から第4のシングルモードファイバ9等を経て光走査プローブ8の先端から生体組織11に至る光路長と、第2のシングルモードファイバ5を経て1軸ステージ18上のガルバノメータミラー19で反射される光路長とがほぼ等しい長さとなるように設定されている。

【0026】

そして、実際に接続して使用される光走査プローブ8に応じて1軸ステージ18の位置を可変設定することにより、個々の光走査プローブ8の長さのバラツキを吸収し、かつガルバノメータミラー19を高速で回転的振動或いは高速振動させてその基準光側の光路長を周期的に変化することにより、この光路長と等しい値となる生体組織11の深さ位置での反射光とを干渉させ、他の深さ部分での反射光は非干渉にすることができるようになっている。

【0027】

上記フォトダイオード12で光電変換された信号はアンプ22により増幅された後、復調器23に入力される。この復調器23では干渉した光の信号部分のみを抽出する復調処理を行い、その出力はA/D変換器24を経てコンピュータ25に入力される。このコンピュータ25では断層像に対応した画像データを生成し、モニタ26に出力し、その表示面にOCT像26aを表示する。

このコンピュータ25は位置制御装置21と接続され、コンピュータ25は位置制御装置2を介して1軸ステージ18の位置の制御を行う。また、コンピュータ25はビデオ同期回路28と接続され、画像化する際のビデオ同期信号に同期して内部のメモリに断層像データを格納する。

【0028】

また、このビデオ同期回路28のビデオ同期信号はそれぞれガルバノメータコントローラ20と回転駆動装置13にも送られ、例えばガルバノメータコントローラ20はビデオ同期信号（より具体的には高速及び低速の2つのビデオ同期信号における高速の第1のビデオ同期信号）に同期した周期で駆動信号を出力し、回転駆動装置13はビデオ同期信号（より具体的には低速の第2のビデオ同期信号）に同期した周期で第1のビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力し、回転駆動装置13による回転により周方向に光を走査するようにしている。

【0029】

第1の実施の形態の光走査プローブ8は図2に示すように内視鏡31の鉗子挿通口32から鉗子挿通チャンネルを経てその先端開口から光走査プローブ8の先端側を突出させることができる。

この内視鏡31は体腔内に挿入し易いように細長で可撓性の挿入部33を有し、この挿入部33の後端には太幅の操作部34が設けてある。この挿入部33の後端付近には鉗子挿通口32が設けてあり、この鉗子挿通口32はその内部で鉗子挿通チャンネルと連通している。

【0030】

挿入部33内には図示しないライトガイドが挿通され、このライトガイドの入射端を光源装置に接続し、照明光を伝送して挿入部33の先端部に設けた照明窓から出射し、患部等を照明する。また、照明窓に隣接して観察窓が設けられ、この観察窓には対物光学系が取り付けられ、照明された患部等を光学系に観察できるようにしている。そして、内視鏡31の先端部の観察光学系の観察の下で、患部等の注目する部分の生体組織11側に光走査プローブ8により、低干渉性光を照射し、その生体組織11の内部の断層画像データを得て、モニタ26の表示面にOCT像26aを表示できるようにしている。

【0031】

また挿入部33の先端部には湾曲部35および（内視鏡）先端部36が設けられている。湾曲部35を経て光走査プローブ8を挿入させる時、また光走査プローブ8の先端37を内視鏡先端部36より突出させて生体組織11に接させる時、図2に示す様に光走査プローブの先端部36は小さな湾曲半径で湾曲する。

【0032】

図3は光走査プローブ8及び回転駆動装置13の概略の構成を示す。

図3に示すように光走査プローブ8は細長い管状の樹脂チューブで構成された光学シース38と、シース38を回転駆動装置13に接続するコネクタ部9と、光学シース38の内側に設けられ、自在に回転して回転力を伝達するフレキシブルシャフト40と、フレキシブルシャフト40の内腔に設けられた第4のシングルモードファイバ10と、フレキシブルシャフト40の先端に接続されたレンズユニット39と、フレキシブルシャフト40の後端に接続された回転伝達コネクタ42と、第4のシングルモードファイバ10の後端に接続された光コネクタ41よりなる。

【0033】

この光走査プローブ8の後端が接続される回転駆動装置13は中空の回転シャフト43及びこの回転シャフト43の後端に接続された光ロータリジョイント6を有する。この回転シャフト43の先端部には光コネクタ41が設けられ、この光コネクタ41と光ロータリジョイント6は回転シャフト43の中空部内に配置された第3のシングルモードファイバ7で接続されている。

【0034】

また、回転駆動装置13は回転シャフト43を回転するモータ44及びその回転シャフト43の回転を検出するエンコーダ45とを有し、モータ44の回転軸に取り付けたモータプーリ44aと、エンコーダプーリ45aの回転軸に取り付けたエンコーダプーリ45a及び回転シャフト43にはベルト46が掛け渡してある。

また、モータ44およびエンコーダ45は回転駆動コントローラ48に接続されている。

【0035】

次に、この回転駆動装置13の作用をまず説明する。モータ44の回転はモータプーリ44aに伝達され、ベルト46により回転シャフト43及びエンコーダプーリ45aに伝達される。エンコーダ45は回転シャフト43の回転速度を検出し、その回転速度が指定された速度になるように回転駆動コントローラ48によりモータ44の駆動電流を制御する。これにより、回転シャフト43は指定された速度で一定に回転する。また、回転シャフト43の回転角はエンコーダ45により検出され、回転駆動コントローラ48を経由して信号49がビデオ同期回路28側に送られる。

【0036】

この信号49は1回転を256パルスで分割したパルスであるA相であるA相信号49a、このA相に対し、45度の位相ずれをもつB相のB相信号49bと、1回転に1回のパルスである1回転信号49cとよりなる。

【0037】

次に、光走査プローブ8の作用を説明する。第3のシングルモードファイバ7で伝送された光は光コネクタ41によって第4のシングルモードファイバ10に伝達される。また、回転シャフト43の回転は回転伝達コネクタ42によってフレキシブルシャフト40に伝達される。

【0038】

第4のシングルモードファイバ10の伝送光はレンズユニット39に伝達され、光学シース38を通して検査光として外部に出射され、生体組織からの反射光を受光し、再び第4のシングルモードファイバ10に伝達する。フレキシブルシャフト40の先端はレンズユニット39に接続されているため、フレキシブルシャフト40、レンズユニット39、第4のシングルモードファイバ10は一体で回転する。

なお、光学シース38の後端側は図8を参照して後述するようにシース止め86に設けた口金部87に着脱自在に接続される構造になっている。

【0039】

図4(A)は光走査グローブ8の詳細な構成を示す。光学シース38は柔軟性

のある樹脂チューブ50aと、例えばこれと同質の樹脂で構成され、樹脂チューブ50aの先端開口を閉塞する先端部材50bよりなり、樹脂チューブ50aと先端部材50bは例えば熱溶着で接合されている。

レンズユニット39は低干渉性光の出射方向を変更するプリズム51、低干渉性光の偏波面を回転するファラデーローテータ（ファラデー回転子）52、集光するGRINレンズ53およびこれらを保持するレンズ枠54よりなる。また、第4のシングルモードファイバ10はフェルール55に、そのフェルール55の後端の接着剤57で接着されている。

【0040】

レンズユニット39、フェルール55及びフレキシブルシャフト40は中空の繋ぎ部材56で接続されている。また、フレキシブルシャフト40の先端は繋ぎ部材56に挿入され、接着剤58で接着して連結固定されている。

【0041】

第4のシングルモードファイバ10の中心軸Oに沿って伝送された低干渉性光はその先端のファイバ端10aより出射され、対向するGRINレンズ53に入射して集光され、さらにファラデーローテータ52を経てプリズム51により方向を直角に曲げられ、シース50aを透過して観察ビーム62となり、焦点63に集光する。

【0042】

なお、光学シース38の先端側、より具体的には少なくともプリズム51に対向する部分の樹脂チューブ50aは低干渉性光を透過する光透過性の良い素材で形成されている。

【0043】

第4のシングルモードファイバ10の先端のファイバ端10aおよびGRINレンズ53の間隔61を変えることにより、シース50aの外面からの距離59の焦点63の位置を（距離59の値を変更して）変更することができる。繋ぎ部材56およびレンズ枠54はフレキシブルシャフト40の回転によりシース50aに対し回転するため、レンズ枠角部54aとシース内面73が接触して傷つくことが多い。

【0044】

また、フレキシブルシャフト40は光走査プローブ8の挿入形状により全長が変化するためレンズ枠角部54aとシース内面73の接触により生じた傷が観察ビーム62と交差し、観察が正常に行われなかった場合がある。

このような場合には図4 (A) では光学シース38部分を新しい光学シース38と交換することにより、観察像を得ることができるようになっている。

【0045】

次に、図4 (B) に先端部の別の構成を示す。光学シース38は柔軟性のあるナイロンチューブ64及びその先端開口を閉塞する先端キャップ65により構成され、ナイロンチューブ64および先端キャップ65は接着により接合されている。このナイロンチューブ64は少なくともその先端側は光透過性である。

【0046】

レンズユニット39のレンズ枠55の先端側には丸み付キャップ66が接続されている。この丸み付キャップ66には開口部67が設けられ、観察ビーム62を透過できるようになっている。丸み付キャップ66のR部72がシース内面73と接触するため、丸み付キャップ66が回転してもシース内面73は傷つきにくい。

【0047】

なお、この光走査プローブ8では、繋ぎ部材56に間隔管68を介して所定の光路長を確保してレンズユニット39を構成するレンズ枠54を取り付けるようにしている。

【0048】

また、図4 (A) のフェルール55の代わりに段削りフェルール60が設けられている。段削りフェルール60はその後端側にその外周面を段差状に削り取って細径にした段削り部70が設けられ、この段削り部70の外径はフレキシブルシャフト40の内径よりも小さく、フレキシブルシャフト40の先端部に挿入され、その内側の第4のシングルモードファイバ10と共に接着充填部71でフレキシブルシャフト40に接着固定されている。

【0049】

これにより、段削りフェルール60および第4のシングルモードファイバ10の接着長を確保した上でフレキシブルシャフト40と繋ぎ部材56との接着部を段削りフェルール60の長さの範囲内に設けることにより先端部の硬質長を短縮することができる。

【0050】

また、丸み付きキャップ66と先端キャップ65の空間の間隔Lは、ナイロンチューブ64等、光学シース38の温度による伸縮、また湾曲によるフレキシブルシャフト40と光学シース38の相対的移動のための余裕空間で、光学シース38の材質に左右されるが通常8mm程度必要である。

【0051】

図5(A)に更に別の構成を示す。光学シース38とレンズユニット39の間の内腔76には光学シース38(の光透過窓)を形成するナイロンチューブ64の屈折率とほぼ同じ屈折率の屈折率整合水77が充填されている。

レンズ枠54の先端側に取り付けた丸み付キャップ66には開口部66aおよび66bが設けられ、観察ビーム62を透過すると共に、屈折率整合水77が通過可能になっている。

【0052】

プリズム51の反射面148は、屈折率整合水77と直接接するため、プリズム素材の屈折率と整合水77の屈折率が近いと全反射しない。そこで反射面51aにはアルミコーティングや誘電体多層膜コーティングなどの反射コーティング層を設け、全反射させるようにしている。

【0053】

図4(B)の段削りフェルール60の代わりにステンレスパイプ78が設けられている。ステンレスパイプ78の内腔には第4のシングルモードファイバ10を構成するファイバ芯線79及びジャケット80が挿通され、ジャケット80は接着部84で接着されている。また、ステンレスパイプ78の先端は平面または球面研磨されている。

【0054】

レンズユニット39およびステンレスパイプ78の間にはガラス材81が充填されている。また、繋ぎ部材56にはガラス材81との接着部82の近傍にレンズユニット39挿入時の空気を抜くための空気抜孔83が設けられている。

【0055】

光学シース38とレンズユニット39の間の内腔76には屈折率整合水77を充填することによって、光学シース38内面の反射を減衰させ、光学シース38の外側でも同様に生じる反射との多重反射によるゴーストを防止する事ができる。

【0056】

また、光学シース38内面の反射が減衰するため、光学シース38内面が傷ついても、傷による乱反射の影響を小さくすることができる。

図5(B)は丸み付キャップ66とプリズム51、開口部66bと繋ぎ部材56の関係を立体的に図示したものである。

【0057】

図6(A)は図4(A)の構成に樹脂キャップ85を設けたものである。

樹脂キャップ85はレンズ枠54およびプリズム51と一体成形され、プリズム51の観察ビーム62の出射方向には図6(A)のA-A'断面の図6(B)にも示すように開口部85aが設けてある。

樹脂キャップ85は丸み付キャップ66と同様のR部を有するため、シース内面を傷つけないという点で図4(B)、図5(A)と同様の効果を有する。

【0058】

図7(A)にシースを傷つけない他の方法を示す。図4(A)の構成において、シース内面を傷つける可能性を持つ繋ぎ部材56のレンズ枠54との接合部の端部56aを光照射・受光部から離して配置する構成にしている。

【0059】

例えばレンズ枠54の外周面を後端側に対してその先端側をテーパ状に細径にしてその先端側にプリズム51等を取り付けている。

光学シース38に対してレンズユニット39が相対的に移動しても、繋ぎ部材

56の端部56aで仮に傷が生じて、その位置までは光照射受光部が移動しないので、光の送受に影響を及ぼすことはない。

【0060】

図7(B)に更に別の方法を示す。図4(A)の構成におけるシース38を繋ぎ部材56の前端部56aと空隙を有して対向する突き当て部74aを有する透明シース74と、繋ぎ部材端56の後端部56bと空隙を有して対向する突き当て部75bを有する根元側シース75を接合して構成されている。

【0061】

繋ぎ部材56の位置は自在に回転できるが、この構成では突き当て部74aと突き当て部75bにより規制されるため、繋ぎ部材56の前端部56aおよびレンズ枠54の角部54aにより生じるシース内部の傷は、光照射・受光部に現れないようにできる。

【0062】

図8はコネクタ部9の詳細な構成を示す。光学シース38はシース止め86の前面に設けたタケノコ状の突起を有する口金部87に着脱自在に取り付けられている。また、シース止め86には折れ止め88が設けられており、光学シース38の後端(基端)部分を折れ止め88で覆うようにしている。

【0063】

この光学シース38の後端部より突出するフレキシブルシャフト40はコネクタ止め90に取り付けられる。このコネクタ止め90は光コネクタ91に接着部92で接合されている。

【0064】

また、コネクタ止め90は軸受け93を介して回転自在に軸受け台94に保持されている。軸受け台94はケース95と締め付けリング96によって回転駆動装置13に取り付けられる。

【0065】

また、軸受け台94の前端面にシース止め86の後端面が押しつけられ、止めネジ89でシース止め86がケース95に着脱自在で固定される。

この場合、軸受け台94の端面に設けた凹部にシース止め86の端面に設けた

回転止め用突起86aをはめ込むことによりシース止め86が不用に回転しないようにしている。

【0066】

また、光コネクタ91は第4のシングルモードファイバ10と回転駆動装置13を接続するためのフェルール97と光コネクタ91の接続方向を定める回り止め98を有する。

光コネクタ91を回転することにより、コネクタ止め90が回転し、フレキシブルシャフト40に回転が伝達される。また、コネクタ止め90とフレキシブルシャフト40とシングルモードファイバ10は水密接着部99で水密を確保して接着されている。

【0067】

また、コネクタ止め90と軸受け台94の間にはOリング100が水密シールとして設けられている。また、シース止め86と軸受け台94の間にも水密シールの機能を備えたOリング101が設けられている。

これらの水密シールにより、光学シース38とフレキシブルシャフト40との間に充填された屈折率整合水が漏れ出すことがなく、軸受け台94に設けられた注水口102より屈折率整合水を封入することができる。

【0068】

また、フレキシブルシャフト40の隙間から内部に浸入した水も漏れ出すことはない。注水口102は通常は注水蓋103で閉塞されている。

また、軸受け台94とケース95との間にもOリング104を介挿して水密を確保している。

【0069】

本実施の形態では、図8に示すように光学シース38の基端はシース止め86の口金部87に着脱自在で接続した構成になっているので、光学シース38の内面に傷ができた場合には、光学シース38を口金部87から引き離し、新しい光学シースと交換するのみで、その他はそのまま使用してOCT像を得るのに使用できる。

【 0 0 7 0 】

(第 2 の実施の形態)

次に本発明の第 2 の実施の形態を図 9 を参照して説明する。本実施の形態の目的は外側シースの内面が傷ついても、シースを交換可能にすることにより観察が可能とすることにある。

また、シースの先端部分の光透過部のみ交換可能にして安価であるようにする。

【 0 0 7 1 】

また、光学素子保持部とシース内面の接触部に硬質コーティングを設けることで、接触による傷をつきにくくする。

また、シース内面の照射・観察光の透過部に反射防止コーティングを設けることで、シース内面の反射を減衰させ、ゴーストを防止する。

【 0 0 7 2 】

図 9 に示す光プローブ 8 は第 1 の実施の形態における図 4 (B) との相違は光学シース 3 8 が光透過性でない (或いは光透過／光不透過のどちらでも良い) 樹脂チューブ 1 1 0 と光透過性を有するチューブ 6 4 が接続管 1 1 1 により接続されていることである。

【 0 0 7 3 】

接続管 1 1 1 とチューブ 1 1 0 とは例えば嵌合して接着部 1 1 2 で接合されている。また、チューブ 6 4 の後端には接続管 1 1 1 のタケノコ状の突起を設けた口金部 1 1 3 が挿入して接続されている。

【 0 0 7 4 】

また、チューブ 6 4 の内側でレンズユニット 3 9 とプリズム 5 1 がチューブ 5 4 に接触する可能性がある部分には硬質コーティング部 1 1 4 が設けられており、接触しても傷つきにくい構成となっている。樹脂に対する適切な硬質コーティング部 1 1 4 としては、窒化チタンなどの薄膜セラミックス等がある。また薄いガラス管をコーティングの代わりに封入しても良い。

シース内面が傷ついた場合にはシース 6 4 と接続管 1 1 1 は接着されていないので、シース 6 4 を切りさいて破棄し、新しいシース 6 4 を接続管 1 1 1 の口金

部113に装着することにより、容易に交換することができる。

【0075】

また、この硬質コーティング部114を置換またはコーティング部に付加して誘電体多層膜等で構成された反射防止コーティングを設けることで、チューブ64内部の空気とチューブ64の屈折率差による反射を減衰させ、第1の実施の形態の図5 (A) における屈折率整合水と同様の効果を得ることができる。

【0076】

更に、シース64の照射光・観察光の透過する部分の外側に、外側に存在する空気、鋭気水、生体組織などの媒質に対応した誘電体多層膜等で構成された反射防止コーティングを設けることで、チューブ64とチューブ64外部の媒質の誘電体多層膜等で構成された反射防止コーティングを設けることで、内面および内部の光学素子界面の反射との多重反射によるゴーストを防止する事ができる。

【0077】

本実施の形態によれば、上述した目的を達成できる。

【0078】

つまり、第1の実施の形態の光学シース38を形成するチューブ64の内面が傷ついても、そのチューブ64部分を交換可能にすることにより観察が可能となる。この場合、シース全体でなく、シースの先端部分の光透過部のみ交換可能にして安価で済む。

【0079】

また、光学素子保持部とシース内面の接触部に硬質コーティング部114を設けることで、接触による傷をつきにくくできる。

また、シース内面の照射・観察光の透過部に反射防止コーティングを設けることにより、シース内面の反射を減衰させ、ゴーストを防止できる。

【0080】

(第3の実施の形態)

次に本発明の第3の実施の形態を説明する。本実施の形態の目的は光プローブを交換した場合にも、光路長の長さのバラツキを自動的に補正して、確実に断層像を得ることができる光イメージング装置を提供することにある。

【0081】

図10は第1の光路長変化手段と第2の光路長変化手段の構成を示す。

図1における第2のシングルモードファイバ5の端部に設けた光路長の可変機構14の他の実施の形態に相当する。

【0082】

本実施の形態における第2のシングルモードファイバ115から出射した光はコリメートレンズ116により平行光に変換され、反射ミラー117に入射し、直角方向に反射される。この反射ミラー117からの光はコーナミラー118により再び反射ミラー117に入射し、ファラデーローテータ119を透過し、レンズ120に入射する。

【0083】

コーナミラー118は一軸スライダ121に取り付けられ、コーナミラー118は矢印cで示す方向に移動自在であり、反射ミラー117とコーナミラー118の間隔を変えることで光路長を大きく変化させることができる。

【0084】

レンズ120に入射した光はミラー122により反射し、グレーティング123に入射し、グレーティング123により分光された光はレンズ124によってガルバノメータミラー125に入射する。ガルバノメータミラー125を反射した光は逆の光路を通過して第5のシングルモードファイバ115に入射する。

ガルバノメータミラー125を走査させることにより光遅延時間を変化させることができる。その他は第1の実施の形態と同様の構成である。

【0085】

第1の実施の形態における図4(A)に示される物体側の干渉系のアームにある光走査プローブ8に設けられたファラデーローテータ52と、参照光側のアームにあるファラデーローテータ119によって、光走査プローブ8の湾曲により内部にあるファイバが湾曲することによって生じる複屈折性を補償することができることは、“Rapid acquisition of in vivo biological images by use of optical coherence tomography”, G. J. Tearney et. al, Optics Letters, vol. 21, NO. 17, p. 1408-1410, 1996に開示されている。

【0086】

図11は第1の光路長変化手段と第2の光路長変化手段の他の構成例を示す。第2のシングルモードファイバ115から出射した光はコリメートレンズ131により平行光に変換され、コーナミラー118により2回反射し、レンズ132に入射する。

【0087】

コーナミラー118には一軸スライダ121が設けられ、コリメートレンズ131とレンズ132とコーナミラー118の間隔を変えることで光路長を大きく変化させることができる。

【0088】

レンズ132に入射した光はシングルモードファイバ133に入射し、シングルモードファイバ1337から出射した光はレンズ134によりグレーティング123に入射し、グレーティング123により分光された光はレンズ124によってガルバノメーターミラー125に入射する。ガルバノメーターミラー125を反射した光は逆の光路を通過して第2のシングルモードファイバ115に入射する。

ガルバノメーターミラー125を走査させることにより光遅延時間を変化させることができる。その他は第1の実施の形態と同様の構成である。

【0089】

図12(A)に本実施の形態の光イメージング装置で得られた像を示す。

モニタ像121の中心122を中心としてシース外面の環状の反射像123および生体組織の像124が得られている。モニタ中心122が光プローブ8の回転中心に対応している。

【0090】

図12(B)にモニタの中心122と光プローブ8の回転中心がずれた像を示す。

これは、第4のシングルモードファイバ10およびレンズユニット39の光路長が想定していた長さと、実際とずれていた場合におきる。

【0091】

シース外面の反射像123の直径が増え、同様に生体組織の像124も拡大している。従って、正確な診断が行うことができない。そのため、正確な光路長を算出する必要がある。

【0092】

図13から図16に正確な光路長を算出する方法を示す。

図9および図10で示された光路長変化手段で光路長を変化させながら反射強度を得ると図13のような信号が得られる。横軸125が光路長（距離）を示し、縦軸126が反射強度を示す。

符号127がファイバ端に対応した反射ピークを示し、符号128がGRINレンズ53の入射端、符号129がファラデーローテータ52の入射端、符号130がプリズム51の入射端、符号131がシース内面、符号132がシース外面、符号133が測定生体組織での反射を示す。それぞれの反射ピークの間隔はそれぞれの光学素子の光路長に対応している。

【0093】

図14は像の中心となる光路長の位置を決定する方法を示す。

まず、ステップS1で反射強度のピークと、そのピークに対応する光路長を検出する。

次のステップS2でプリズム、GRINレンズの入射・出射面の光路長とパターンマッチングを行う。

【0094】

次にステップS3で一致する位置を検出し、プリズムの出射端の位置を同定する。

次のステップS4で、像の中心となる光路長の位置を決定する。

また、図15および図16に像の中心となる光路長の位置を決定する別の方法を示す。

【0095】

図15に示すように光プローブ8の先端にキャリブレーション治具143を置く。

このキャリブレーション治具143はその内面には高い反射率を有する塗装膜144が形成されている。

【0096】

そして、図16に示すように最初のステップS5で図14のステップS1と同様に反射強度のピークと、そのピークに対応する光路長を検出する。

次のステップS7で最大強度の反射ピークをキャリブレーション治具143からの反射として同定する。

【0097】

次のステップS8で、上記ピークの1つ手前側のピークをシース表面からの反射として同定する。

そして、次のステップS9でシース外径より像の中心となる光路長の位置を決定する。

図17は水平方向に走査する光走査プローブ148を示す。

フレキシブルシャフト40とGRINレンズ53とプリズム51とシングルモードファイバ10は保持部材151により接合されている。フレキシブルシャフト40を左右方向fに走査することにより観察ビーム62および焦点63は左右方向gに走査され、水平方向に走査した場合の像を得ることができる。

【0098】

図18に図17のプローブで得られたモニタ像152を示す。モニタ像152にシース外面の像123と生体組織の像124が得られる。モニタ上辺とシース外面の像123の距離hは図15、図16に示された同様の方法で光路長を算出することができる。

【0099】

図19はプローブの正面方向に走査する光走査プローブ158を示す。

光走査プローブ158はシース或いはレンズ枠161の内側にシングルモードファイバ10を配置し、その先端面に対向してレンズ枠161の先端開口に取り付けた対物レンズ162を経て光を出射できるようにする。

【0100】

また、シングルモードファイバ10の先端部163には例えばピエゾ素子16

4が取り付けられ、ピエゾ素子164（の電極）に図示しない信号線を介して信号レベルが変化する駆動信号を印加することにより、先端部163を図19に示すように上下方向jに走査する構成になっている。

【0101】

このピエゾ素子164によりシングルモードファイバ10の先端部163を上下方向に走査することにより観察ビームが生体組織11を上下方向kに走査され、生体組織11の像を得ることができる。

【0102】

図20に図19の光走査プローブ158で得られた像を示す。モニタ像152としてシース外面の像165と生体組織11の像124が得られる。モニタ上辺とシース外面の像165の距離mは図14、図16に示された同様の方法で光路長を算出することができる。

【0103】

（第4の実施の形態）

次に本発明の第4の実施の形態を説明する。図21、図22は本発明の第4実施の形態に係り、図21は光断層画像装置の概略構成を示す構成説明図、図22は光断層画像装置用光走査プローブの挿入部先端の詳細構成を示す構成図である。

【0104】

図21に示すように、本実施の光断層画像装置1Bは、図1における第2のシングルモードファイバ5の出射端に対向して可視領域の波長のガイド光となるレーザ光を供給するレーザ光源171と、このレーザ光は透過するダイクロイックミラー172とを配置し、第2のシングルモードファイバ5の出射端から出射される低干渉性光はダイクロイックミラー172で反射させて光検出器としてのフォトダイオード12で受光する構成にしている。

その他の構成については、図1に示す第1の実施の形態と同一であり、ここでは説明を省略する。

【0105】

また、本実施の形態の光走査プローブ8を図22（A）に示す。光学シース3

8は円筒チューブ181とその先端に取り付けた先端キャップ182とからなり、このシース38内の先端側には集光光学系が収納されている。

【0106】

つまり、図22に示すように、低干渉性光とガイド光を光走査プローブ8の先端へ導光し、被検体からの反射光を戻す第2のシングルモードファイバ10と、第2のシングルモードファイバ10の先端から出射される低干渉性光とガイド光から成る光を所定の位置に集光するGRINレンズ53と、低干渉性光を透過し、ガイド光の波長の光を選択的に反射する直方形のダイクロイックミラー184と、低干渉光の偏光面を回転するファラデー回転子52と、低干渉性光の光路を反射により変更するマイクロプリズム51と、GRINレンズ53、ダイクロイックミラー184、ファラデー回転子52、およびマイクロプリズム51を一体的に固定する光学系固定部材185とを有して構成される。

【0107】

光学系固定部材185は、ダイクロイックミラー184のガイド光を反射する面にあわせて、開口を持つ筒状の形状であり、ガイド光の光路を妨げない。また、GRINレンズ53、第2のシングルモードファイバ10、およびシングルモードファイバ10が挿通されて回転力を伝達するフレキシブルシャフト40は、その先端がGRINレンズ53を固定する先端固定部材186に固定されている。

【0108】

次に本実施の形態の作用を説明する。

内視鏡光源装置からの照明光を内視鏡のライトガイドで導光することにより、挿入部の先端部の照明窓から被検体側を照明する。照明された被検体は観察窓の対物光学系により、固体撮像素子に結像され、ビデオプロセッサで信号処理された。後、表示用モニタに内視鏡画像を表示する。

【0109】

低干渉性光での断層像の表示を行う場合には、内視鏡画像を見ながら、内視鏡の鉗子挿入口に光走査プローブ8を通し、内視鏡先端の開口から光走査プローブ8の先端部を突出させる。

【0110】

そして、低干渉性光源2からの低干渉性光を第1のシングルモードファイバ3に導光する。第1のシングルモードファイバ3は光ロータリジョイント6を介して第2のシングルモードファイバ7と接続されており、低干渉光を光走査プローブ8の先端に導く。

【0111】

また、第2のシングルモードファイバ5の一端にはダイクロイックミラー172を介して可視の波長領域内の特定の波長で発光するレーザ光源171からのガイド光を入射するように配置されている。このため、ガイド光はダイクロイックミラー172を透過して第2のシングルモードファイバ5の一端に入射される。

第2のシングルモードファイバ5は光カップラ部4により、第1のシングルモードファイバ3と光学的に接続されているため、光走査プローブ8内に挿通される第4のシングルモードファイバ10は低干渉性光と共に、この低干渉性光と合成されたガイド光も導光する。

【0112】

低干渉性光とガイド光は第4のシングルモードファイバ10によって導光されて、図22(A)に示すように対向するGRINレンズ53側に出射され、このGRINレンズ53により集光される。GRINレンズ53の先端面に固着された直方形のダイクロイックミラー184に入射したガイド光は、ダイクロイックミラー184内部のガイド光の波長帯域を反射するように形成された誘電体多層膜面で進行方向が90°異なる方向に出射され、被検体に照射される。

【0113】

また、同様にダイクロイックミラー184に入射した低干渉性光はそのまま透過し、ファラデー回転子52に入射する。ファラデー回転子52を透過した低干渉性光は、偏光面を45°回転させて、ファラデー回転子52の先端に固着されたマイクロプリズム51に入射され、その斜面で全反射されて進行方向が90°異なるとともに、ダイクロイックミラー184と同一の方向に出射される。マイクロプリズム51を出射した低干渉性光は被検体に照射される。

【0114】

被検体に照射された低干渉性光およびガイド光は、被検体の表面およびその表面近くの内部組織の光学的な特性が異なる部分で反射および組織中で散乱され、一部は照射時とは逆の光路となる光路を経て第4のシングルモードファイバ10の先端面に入射され、その後端側に伝送される。

【0115】

そして光ロータリジョイント6を経て第1のシングルモードファイバ3の先端面に入射され、その途中の光カップラ部4によって第2のシングルモードファイバ5側に一部が移る。

ここで、低干渉性光の反射光はガルバノミラー19で反射された光と混合される。

【0116】

第2のシングルモードファイバ5の後端からの光は、ダイクロイックミラー172でガイド光のみ透過し、その他の成分は反射し、光検出器12'に入射する。

この光検出器12'に入射した光は、光電変換されて電気信号となる。この信号は干渉光成分のみが抽出されて検波される。そしてデジタル信号に変換されてコンピュータ25に入力される。

【0117】

コンピュータ25は光路長の可変機構14により光路長を変化させるようにして被検体の深さ方向の断層像データを得ると共に、回転駆動装置13を制御して光ロータリジョイント6内の図示しないモータを一定速度で回転させ、1フレーム分の断層像データを得る。

【0118】

コンピュータ25では順次得られた断層像データをその内部の画像メモリに一旦格納し、所定の周期で読み出してモニタ26に断層像を表示する。

【0119】

術者は、内視鏡画像に表示されるガイド光の照射位置から、観察している断層像の位置を判別し、所望の位置に光走査プローブ8を移動させ、必要とする断層

像を得る。

【0120】

ガイド光と、低干渉光の被検体への照射位置は、若干異なるが、このずれは数mmであり、光走査プローブ8の位置決めに支障はない。

また、図22(B)に示すように誘電体多層膜面の角度を45度から変化させ、例えば反射角を90°より大きく取った直方形のダイクロイックミラー186を用いることにより、より低干渉性光の照射位置に一致させることができる。

【0121】

なお、本実施の形態ではダイクロイックミラー184、186を直方形としたが、この形状に限定されるものではない。

【0122】

このように本実施の形態では、ガイド光がファラデー回転子52に入射する前に被検体側にガイド光のみを反射することにより、ガイド光が被検体に照射できるので、内視鏡画像を観察しながら、光走査プローブ8を所望の位置に走査し、必要とする断層像を得ることができる。

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0123】

[付記]

1. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光走査プローブ装置であって、

全長の大部分が柔軟な樹脂チューブで構成され少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースと

シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と

シースの少なくとも光の出射・入射部が設けられた部分が交換可能であることを特徴とする光走査プローブ装置。

【 0 1 2 4 】

- 1－1. 付記 1 において、シースの先端が開口していないもの。
- 1－2. 付記 1 において、内視鏡の鉗子チャンネル内に挿通可能である。
- 1－3. 付記 1 において、シース及び光プローブ装置本体との接続部に弾性体で構成された水密シールが設けられている。

【 0 1 2 5 】

(付記 1 の目的) 外側シースの内側が傷ついた場合にも、同じプローブを使用して観察を行える手段を提供する。

(付記 1－3 の目的) シースを交換しても外部からの液体の浸入、内部からの液体の浸出を防止する。

(付記 1 の作用) 外側シースの少なくとも照射光・観察光の透過する部分を交換可能にすることにより、外側シースの内面が傷ついた場合は、シースのみ交換して観察を行えるという作用を持つ。

(付記 1－3 の作用) シースの着脱部に水密シールを設け、外部からの液体の浸入、内部からの液体の浸出を防止する。

【 0 1 2 6 】

2. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光プローブ装置であって、

全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースと、

シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と

シース内側の概全長にわたって挿入された柔軟なパイプ部材と、

柔軟なパイプ部材の先端側に取り付けられた前記出射・入射部の保持部材と、

該保持部材がシース内面に接する部分に有する角部に曲面部を設けたことを特徴とする光プローブ装置。

【0127】

2-1. 付記2において、該曲面部が、出射・入射部を覆う先端が該半球状であるような保護キャップである。

【0128】

2-1-1. 付記2-1において、保護キャップに光出射・入射のための光学窓を有する。

【0129】

2-1-1-1. 付記2-1において、保護キャップにシース内に封入された液体を通すための孔が設けられている。

【0130】

2-2. 付記2において、シースの少なくとも内部または外部の一方に、少なくとも検出光が透過する部分に耐摩耗性のコーティングが設けられている。

【0131】

2-2-1. 付記2-2において、コーティングが薄膜セラミックスであるもの。

【0132】

2-2-1-1. 付記2-2において、コーティングが窒化チタンであるもの。

2-3. 付記2において、シースの少なくとも内部または外部の一方に、少なくとも検出光が透過する部分に減反射コーティングが設けられている。

【0133】

2-3-1. 付記2-3において、減反射コーティングが誘電体多層膜コーティングである。

【0134】

2-4. 付記2において、柔軟なパイプ部材がコイルシャフトである。

【0135】

2-4-1. 付記2-4において、コイルシャフトが2層以上の多条コイルである。

【0136】

(付記2の目的) 外側シースの内側が内部の光学素子の回転によっても傷つきに

くくする。

(2-1-1-1の目的) 外側シースの内腔に液体を封入した場合、光学素子の出射面に確実に液体が接するようにする。

(付記2の作用) シース内面と光学素子保持部材の接する部分に曲面部を設け、外側シースの内面を傷つけずに、接触するようにする。

(付記2-2の作用) シース内面と光学素子保持部材の接する部分に耐摩耗コーティングを設け、外側シースの内面を傷つけずに、接触するようにする。

(付記2-1-1-1の作用) 封入した液体を通すための孔を設け、光学素子の出射面に空気泡等が残存せず液体に直接接する。

【0137】

3. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光プローブ装置であって、

全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されており、先端が開口していないシースと、

シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と

シース内側の概全長にわたって挿入された柔軟なパイプ部材と、

柔軟なパイプ部材の先端側に取り付けられた前記出射・入射部の保持部材と、
パイプ部材の内腔に設けられた低干渉光を伝送する光ファイバと、

シース内腔とパイプ部材外径間の液体を封止するシールを有し、少なくとも光の出射・入射部とシース内側の腔に屈折率整合液が封止されていることを特徴とする光プローブ装置。

【0138】

3-1. 付記3において、シースの基部に、シース内腔とパイプ部材外径間の液体を封止するシールが設けられている。

3-1-1. 付記3-1において、シールが弾性体で構成されている。

3-1-2. 付記3-1において、パイプ部材が回転可能であり、シール機能が

パイプ部材の回転に対して保たれる。

3-2. 付記3において、シースの基部に、シース内腔とパイプ部材外径間に液体を封入するための注入口が設けられている。

3-3. 付記3において、パイプ部材の基部に、パイプ部材内腔と光ファイバ間の液体を封止するためのシールが設けられている。

【0139】

3-4. 付記3において、屈折率整合液が水である。

3-5. 付記3において、前記出射・入射部が、光ファイバからの光を集光するレンズおよび光軸の方向を該直角に曲げるプリズムを有している。

3-5-1. 付記3-5において、光ファイバ端およびレンズの間隔が光学材料により充填されている。

3-5-2. 付記3-5において、プリズムの反射面に反射コーティングが設けられている。

【0140】

(付記3の背景)

(付記3に対する従来技術)

付記1の従来技術（本文における従来技術）に加え、光透過性を持つ外側シースは一般的にフッ素樹脂、ポリアミド（ナイロン）等の樹脂チューブで構成されるが、これら樹脂チューブの屈折率と、光学素子と外側シース内に封入された空気との屈折率との差は大きいため、外側シースの内側で光の大きな反射が起きる。同様に外側シースの外側でも強い反射が起きる。この反射により、照射光および観察光が弱まり観察のS/N比が悪くなる。

また、OCTの原理上、光路上の反射強度と光路長の相関を検出するため、強い反射を有する2つの面が近傍にあると光が反射面間を多重反射し、反射面が実際には存在しない光路長の部分に強い反射強度を検出してゴーストとなる。生体からの散乱・反射光である観察光は上記のような反射強度に対して弱い光であるため、ゴーストにより観察性能は著しく劣化するという問題があった。

【0141】

(付記3の目的) 外側シースの内面の反射を減衰させる手段を提供する。

さらに、外側シースの内側に生じた内部の光学素子の回転により生じた傷による乱反射による損失を減衰させる。

(3-5-2の目的) プリズムの反射面と屈折率整合水が接しても、プリズムの反射率の低下による照射光・観察光の減衰を防止する。

(付記3の作用) 外側シース内腔と光学素子の間に屈折率整合液を封入し、外側シースと内部にある整合液の屈折率差を小さくし、界面での反射を減衰させ、観察の障害となるゴースト等を防止する。

さらに、光学素子の回転により外側シースの内側に傷が生じてても、外側シースと内部にある整合液の屈折率差が小さくし、界面での反射が小さいため、乱反射の影響が小さくなる。

(付記3-5-2の作用) プリズムの反射面に反射コーティングが設けられているため、プリズム反射面と屈折率整合水が接しても、プリズムの反射率が低下しない。

【 0 1 4 2 】

4. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光プローブ装置であって、

全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースと、

シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と、

出射・入射部が、光ファイバからの光を集光するレンズおよび光軸の方向を該直角に曲げるプリズムを有する先端光学部材より構成され、

シース内側の概全長にわたって挿入された柔軟なパイプ部材と、

パイプ部材の内腔に設けられた低干渉光を伝送する光ファイバと、

光ファイバ端を保持するファイバ保持部材と、

柔軟なパイプ部材の先端とファイバ保持部材と先端光学部材を接続する接続部材を有し、

柔軟なパイプ部材と接続部材の接合部がファイバ保持部材の長さの範囲内に存在することを特徴とする光プローブ装置。

【0143】

4-1. 付記4において、ファイバ保持部材が、光ファイバの少なくとも芯線を挿通した円筒状の部材であり、少なくとも全長の一部に柔軟なパイプ部材の内径よりも小さな外径を有する。

4-1-1. 付記4-1において、ファイバ保持部材が、光ファイバの芯線および被覆を同時に挿通したパイプ部材であり、柔軟なパイプ部材の内径よりも小さな外径を有する。

4-2. 付記4において、接続部材は少なくとも一部に柔軟なパイプ部材の外径よりも大きな内径を有し、該内径部に柔軟なパイプ部材の先端を接合する。

【0144】

(付記4の背景)

(付記4に対する従来技術) 特表平6-511312、特願9-313924に開示されるようなプローブでは、光ファイバ端を光学素子に対して保持するためには光ファイバを挿通し、高精度に位置決めして保持するフェルールと呼ばれるパイプ状の部品を用いる。フェルールと光ファイバの接合強度の維持のために接合には一定の長さが必要である。それに対して、内視鏡の鉗子孔にプローブを挿通して体腔内に挿入する場合など、プローブを小さな湾曲半径で湾曲させたい場合、光学素子の長さ＋フェールの長さ＋回転チューブの接合部で示される硬質長は短くする必要が有る。

しかし、それぞれの長さは仕様および接合強度で定まるため、硬質長が短くできないと言う問題点が有った。

【0145】

(付記4の目的) プローブ先端部の硬質長を短縮する。

(付記4の作用) フェールの長さの範囲内に回転チューブの接合部を設けることにより、硬質長を短縮する。

【0146】

5. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体

の断層像を構築する光イメージング装置であって、
低干渉性光を被検体に伝送するためのシングルモードファイバが内蔵された交換可能な光コネクタ部を持つ光プローブ部と、
前記光プローブ部と接続し、被検体から戻ってきた低干渉性光と基準光とを干渉させるとともに、前記干渉位置を光軸に対し軸方向に走査するため、その走査範囲に対応した伝搬時間を変化する第1の伝搬時間変化手段と、
光プローブの先端光学部材の光学係数の変化とその光路長を検出する検出手段と、
光学係数の変化とその光路長より光プローブの光路長を算出する算出手段と、
算出された光プローブの光路長に対応して伝搬時間を変化する第2の伝搬時間変化手段と、
を有する光イメージング装置。

【0147】

5-1. 付記5において、検出手段が、少なくとも第1または第2の伝搬時間変化手段の一方により伝搬時間を変化させ、光プローブ内の光学部材から戻ってきた低干渉性光と基準光とを干渉させ、前記干渉位置を光軸に対し軸方向に走査し、その干渉強度と干渉位置を検出するもの。

5-2. 付記5において、光学係数の変化が、光学素子の表面の反射強度であるもの。

【0148】

5-2-1. 付記5-2において、光プローブ先端部が、光ファイバおよび光ファイバからの光を集光するレンズおよび光軸の方向を該直角に曲げるプリズムを有し、算出手段が、光ファイバ端、レンズ表面、プリズム面の反射強度のピークにより光プローブの光路長を算出するもの。

5-2-2. 付記5-2において、光プローブが、全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースを有し、算出手段がシースの外表面または内面の反射強度のピークにより光プローブの光路長を算出するもの。

5-2-3. 付記5-2において、光学素子各面の反射強度および反射間隔より

光学素子の位置を同定し、光プローブの光路長を算出するもの。

【0149】

(付記5の背景)

(付記5に対する従来技術) 特表平6-511312では光プローブを交換して使用した場合における個々の光プローブの長さのバラツキを考慮していないので、長さのバラツキのために、断層像を得る範囲が狭くなったり、さらには断層像を得ることができなくなる欠点があった。また、体腔内で使用場合には、内視鏡の観察下で使用できるようにすることが望まれ、その場合には内視鏡の鉗子チャンネル内を挿通して使用するが便利であるが、従来例では内視鏡の鉗子チャンネルの長さに応じて交換使用できるものを提案していなかった。

それに対し、特願9-313924では観察のための光路長の走査手段とは別に光路長の変換手段を設け光プローブの長さの変化に対応させているが、個々の光プローブの長さの微少なばらつきに関しては観察者が調整する必要があり、煩雑であるという問題がある。

【0150】

(付記5の目的) 光プローブを交換した場合にも、光路長の長さのバラツキを自動的に補正して、確実に断層像を得ることができる光イメージング装置を提供する。

(付記5の作用) 付記5の構成により、光プローブの光路長を自動的に校正することで、光プローブを交換して使用した場合にも、正しい観察像が得られる。

【0151】

6. 被検体内に挿通可能な細長の挿入部と、

低干渉光を発生する低干渉光源と、

前記低干渉光と波長の異なる可視光を発生する可視光源と、

前記挿入部に挿通され、前記挿入部の先端側へ前記低干渉光を導くとともに、被検体より反射された反射光を検出するための1つのシングルモードファイバからなる導光手段と、

前記シングルモードファイバからの低干渉光を前記挿入部先端の側端面より被検体に照射するための反射手段と、

前記シングルモードファイバと反射手段の間に配置され、前記低干渉光および反射光の偏光面を回転する偏光面回転素子と、

前記可視光源から発せられる可視光を前記導光手段に導光する可視光合成手段と

を備えた光断層画像装置用の光プローブにおいて、

前記シングルモードファイバと前記偏光面回転素子の間に前記可視光を反射し、前記低干渉光を透過する光選択手段を前記反射手段低干渉光を反射する所定の方向と同じ方向に可視光を反射するように配置したことを特徴とする光プローブ。

6-1. 付記6において、前記光選択手段は、ダイクロイックミラーである。

【0152】

(付記6の背景)

(付記6に対する従来の技術) 従来技術として、特表平6-511312がある。また、ファラデーローデータを使用した文献がある。OCTに用いられる干渉系において、物体側の干渉系のアームにある光走査プローブに設けられたファラデーローデータと、参照側のアームにあるファラデーローデータによって、光走査プローブの湾曲により内部にあるファイバが湾曲することによって生じる複屈折性を補償することができることは、“Rapid acquisition of in vivo biological images by use of optical coherence tomography”, G. J. Tearney et. al, Optics Letters, vol. 21, NO. 17, p. 1408-1410, 1996に開示されている。

被検体に低干渉光を照射し、光断層像を得る場合、より深部の像を得るために、低干渉光には800nm以上の赤外域の波長を用いることが有利である。また、目視することのできない低干渉光の照射位置を確認するため、可視光を、低干渉光と同光軸上に照射してガイド光とする光断層画像装置がある。

しかし、ファラデー回転子は光の透過特性に波長依存性があり、低干渉光の波長帯域を透過させた場合、可視光帯域の波長をほとんど透過しない為、低干渉光と可視光を同光軸上に配置しただけでは、可視光はファラデー回転子により反射され被検体に照射されず、ガイド光として利用できないという問題があった。

【0153】

(付記6の目的)

ファラデー回転子が低干渉光の導光光学系内に配置されていても、可視光をガイド光として被検体に照射し、低干渉光の照射位置を確認することのできる光断層画像装置用の光プローブを提供することを目的として付記6構成にした。

(作用) 低干渉光と可視光をファラデー回転子の手前で分離し、それぞれの光を被検体に照射することにより、低干渉光の照射位置を目視することができる。

【0154】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光走査プローブ装置であって、

全長の大部分が柔軟な樹脂チューブで構成され少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースと、

シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と

シースの少なくとも光の出射・入射部が設けられた部分が交換可能にしているので、シースの内面が傷ついた場合は、その傷ついたシースのみ交換して観察を行える。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の第1の実施の形態を備えた光イメージング装置の全体構成を示す図。

【図2】

光走査プローブ装置が挿通される内視鏡を光走査プローブ装置と共に示す図。

【図3】

光走査プローブ装置及び回転駆動装置の概略の構成を示す断面図。

【図4】

光走査プローブ装置の先端側の構成を示す断面図。

【図5】

図4とは異なる構成の光走査プローブ装置の先端側の構成を示す図。

【図6】

異なる構成の光走査プローブ装置の先端側の構成を示す断面図。

【図7】

さらに異なる構成の光走査プローブ装置の先端側の構成を示す断面図。

【図8】

コネクタ部の詳細な構成を示す断面図。

【図9】

本発明の第2の実施の形態の光走査プローブ装置の先端側を示す断面図。

【図10】

本発明の第3の実施の形態の光イメージング装置における光路長の可変機構の構成を示す図。

【図11】

図10の変形例における光路長の可変機構の構成を示す図。

【図12】

モニタ像を示す図。

【図13】

光路長を変化させながら得られる反射情報を示す図。

【図14】

像の中心となる光路長を決定する方法の手順を示すフローチャート図。

【図15】

光走査プローブ装置の先端側にキャリブレーション治具を配置した様子を示す図。

【図16】

キャリブレーション治具からの反射情報を利用して像の中心となる光路長を決定する方法の手順を示すフローチャート図。

【図17】

水平方向に走査する光走査プローブ装置の先端側を示す図。

【図18】

図17の光走査プローブ装置により得られるOCT像を示す図。

【図19】

正面をリニアに走査する光走査プローブ装置の先端側を示す図。

【図20】

図19の光走査プローブ装置により得られるOCT像を示す図。

【図21】

本発明の第4の実施の形態の光走査プローブ装置を備えた光イメージング装置の構成図。

【図22】

光走査プローブ装置の先端側の構成を示す断面図。

【符号の説明】

- 1A…光イメージング装置
- 2…低干渉性光源
- 3…第1のシングルモードファイバ
- 4…光カップラ部
- 5…第2のシングルモードファイバ
- 6…光ロータリジョイント
- 7…第3のシングルモードファイバ
- 8…光走査プローブ (装置)
- 9…コネクタ部
- 10…第4のシングルモードファイバ
- 11…生体組織
- 13…回転駆動装置
- 14…光路長の可変機構
- 16…グレーティング
- 18…1軸ステージ
- 19…ガルバノメータミラー
- 20…ガルバノメータコントローラ

2 1 …位置制御装置

2 6 …モニタ

2 5 …コンピュータ

2 7 …観測装置

3 8 …光学シース

4 0 …フレキシブルシャフト

8 6 …シース止め

8 7 …口金部

8 8 …折れ止め

9 0 …コネクタ止め

9 1 …光コネクタ

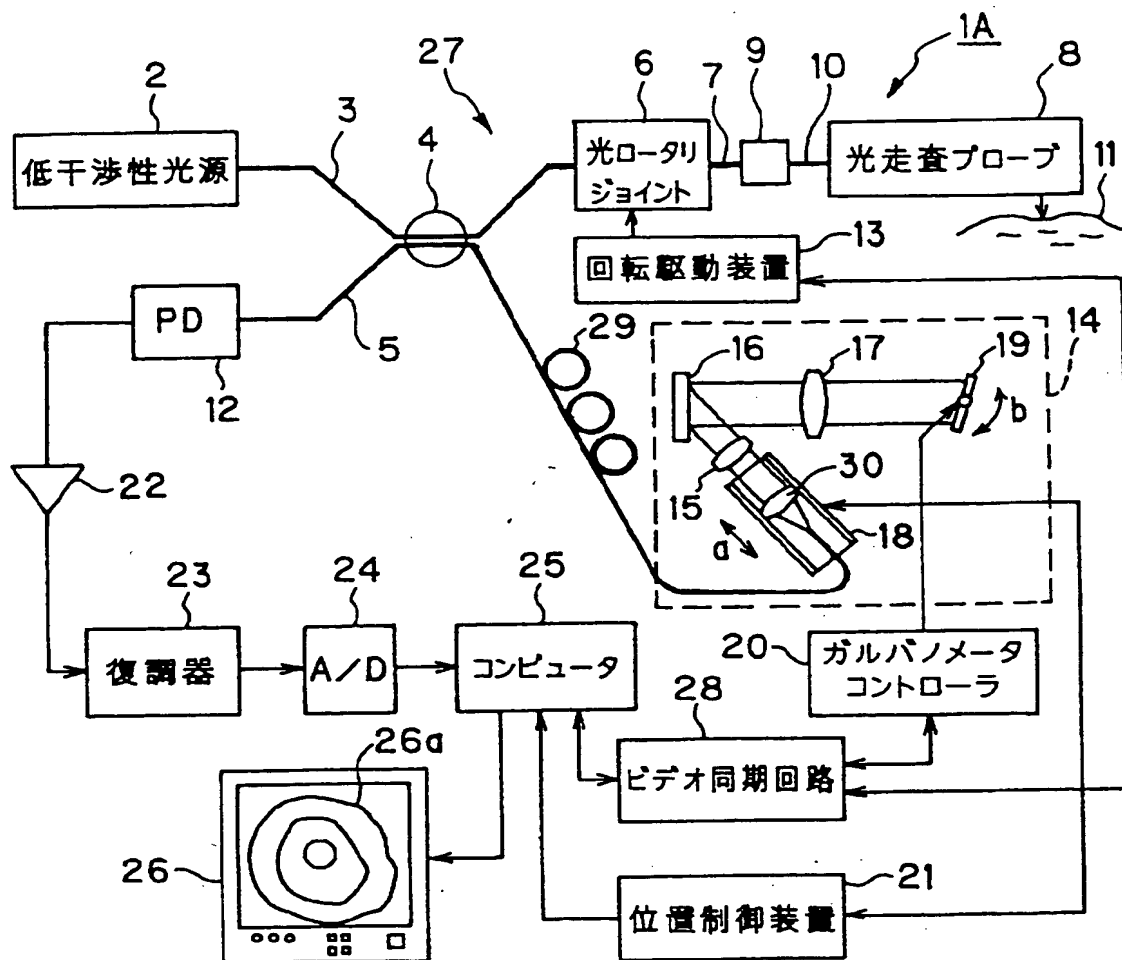
9 3 …軸受け

9 4 …軸受け台

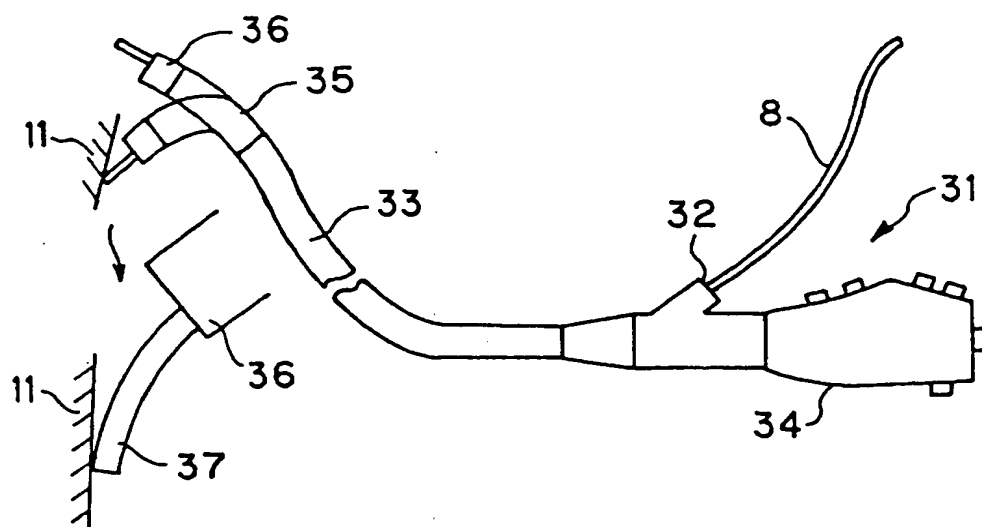
代理人 弁理士 伊藤 進

【書類名】 図面

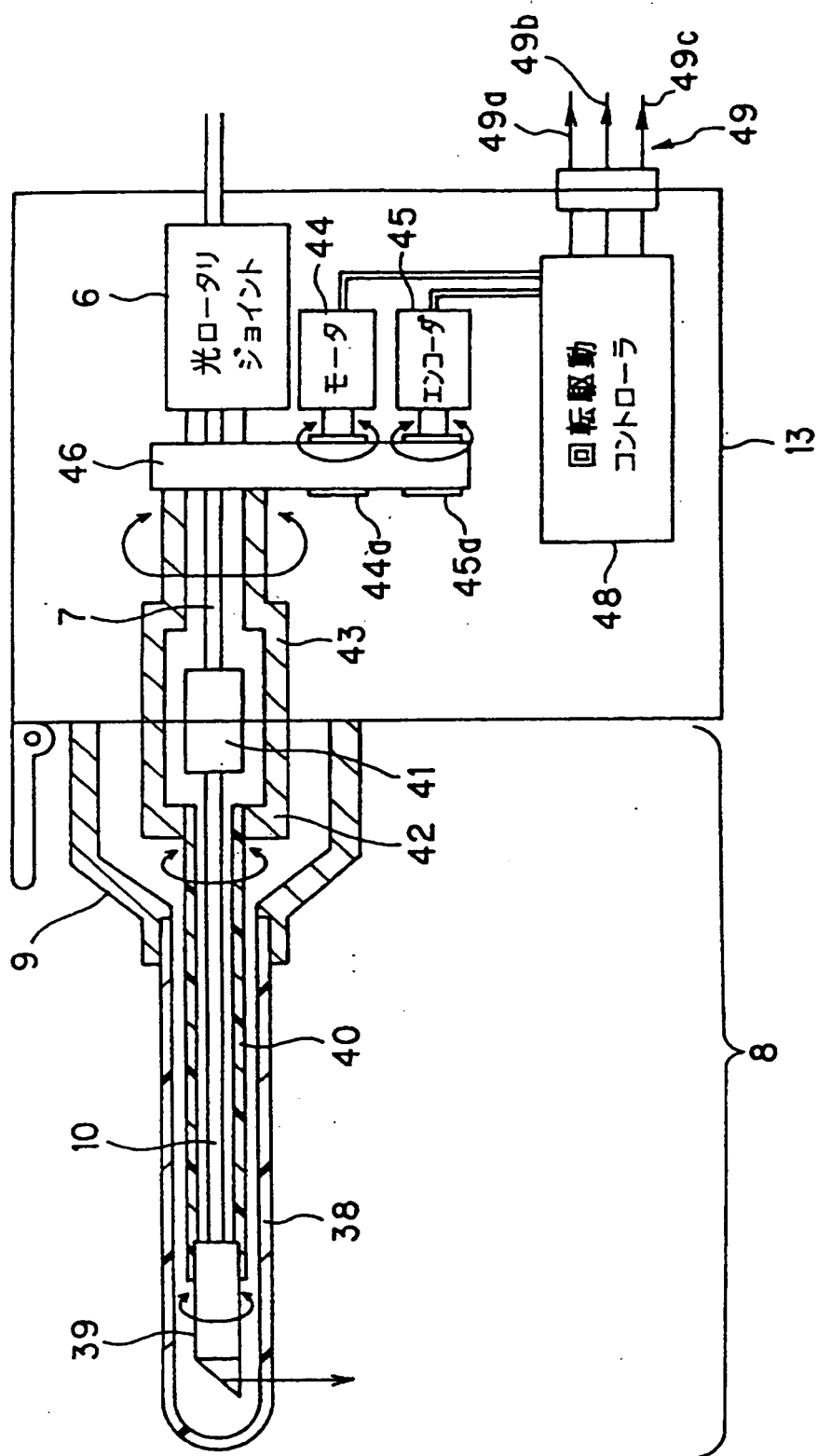
【図1】



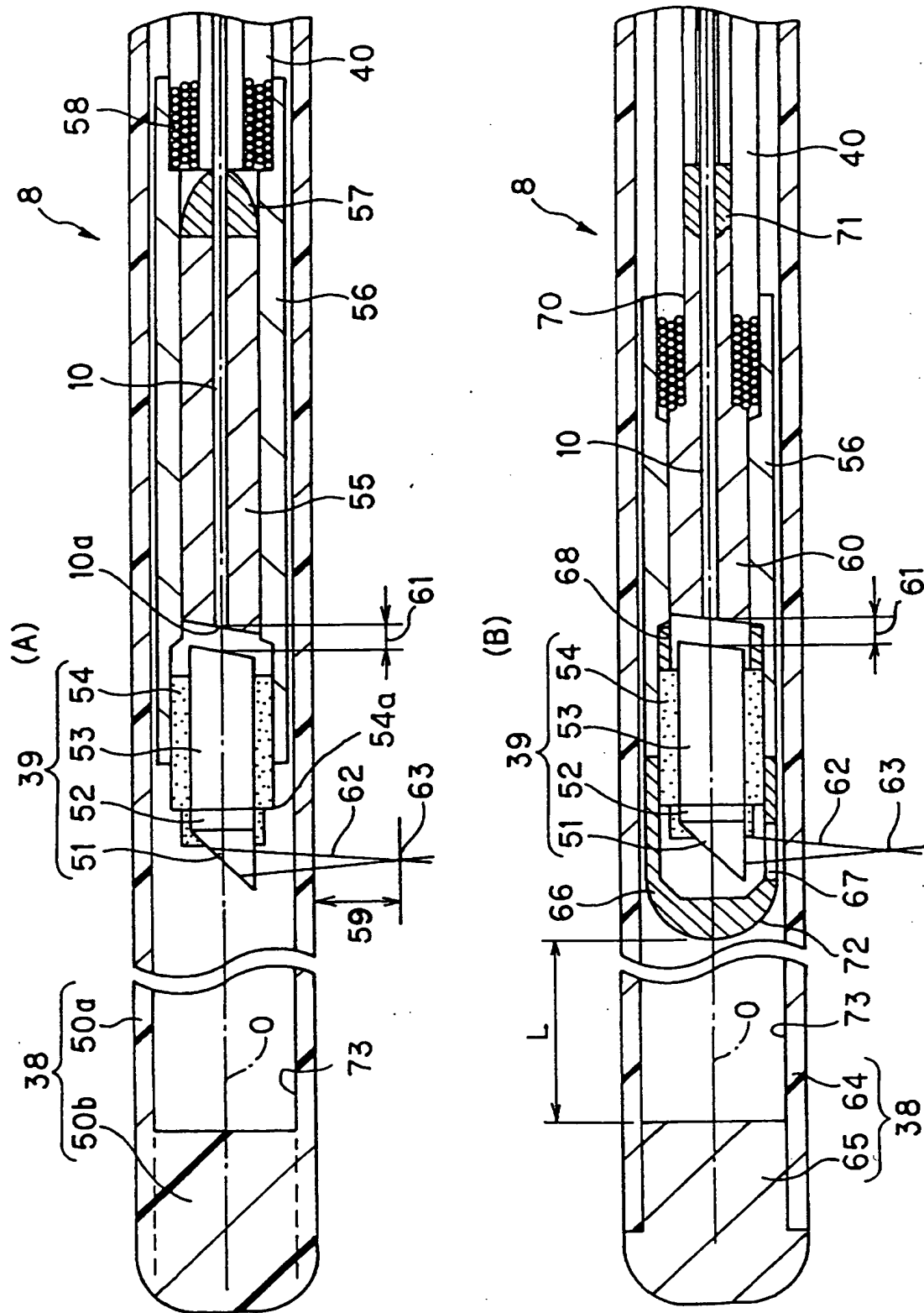
【図2】



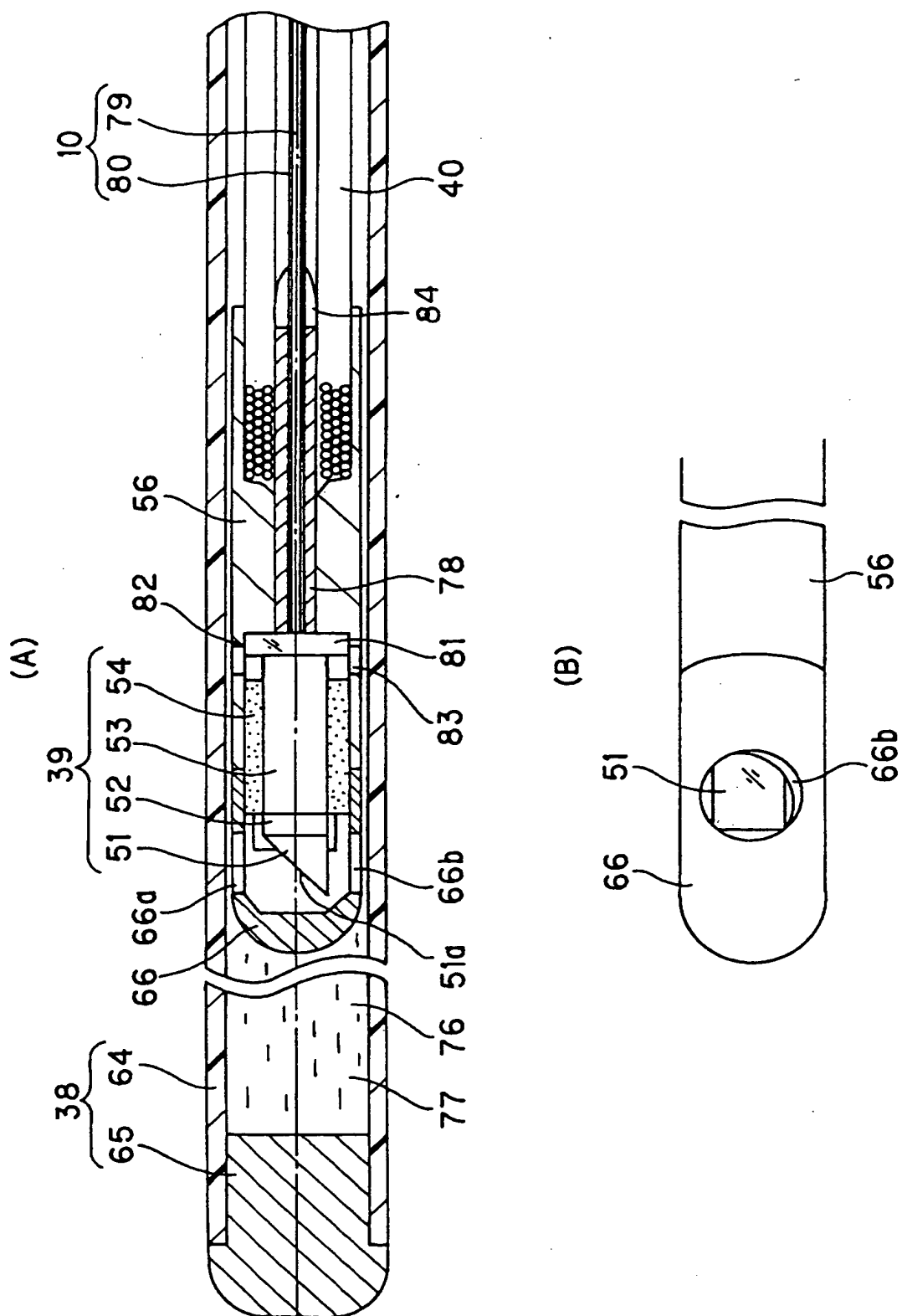
【図3】



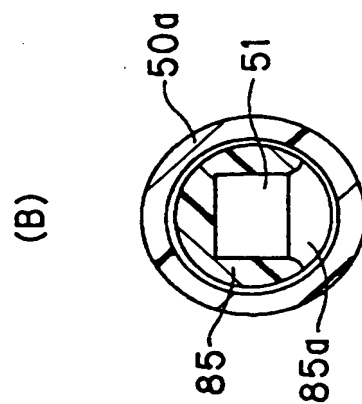
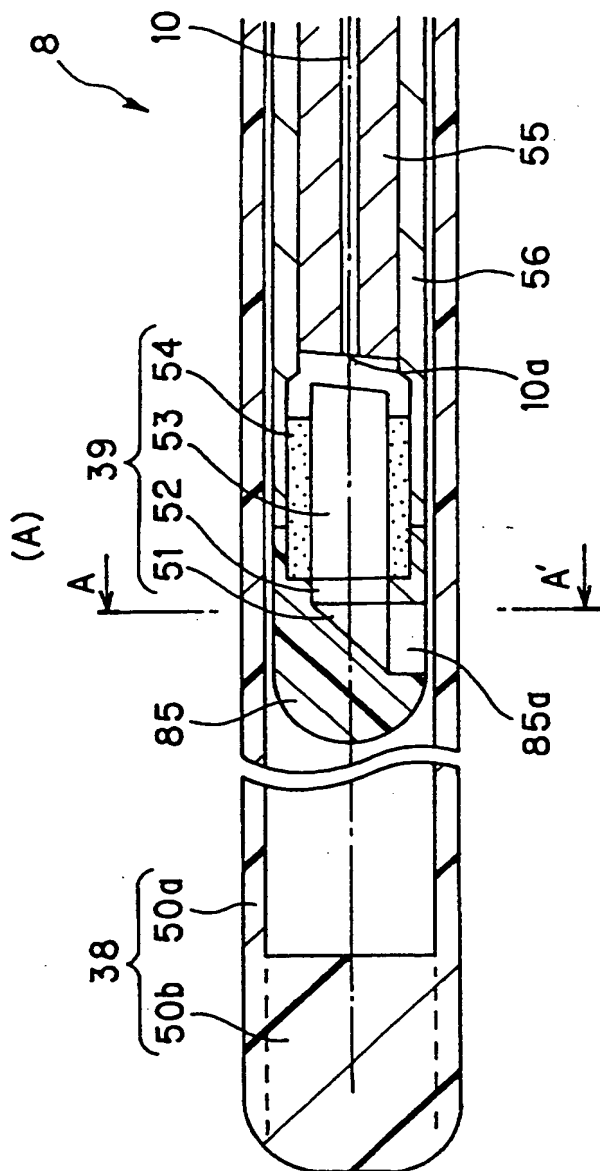
【図4】



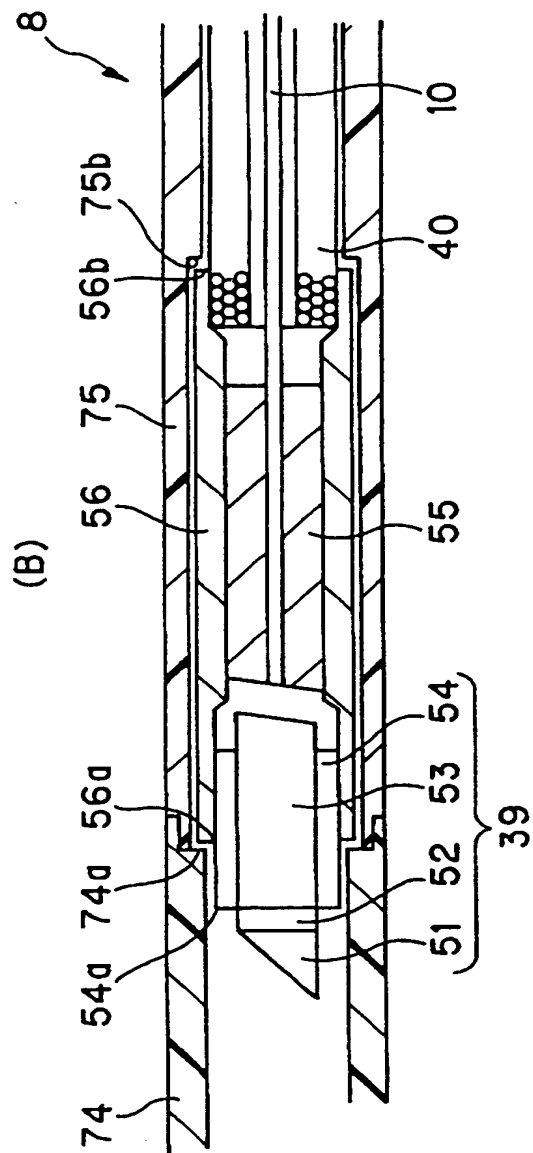
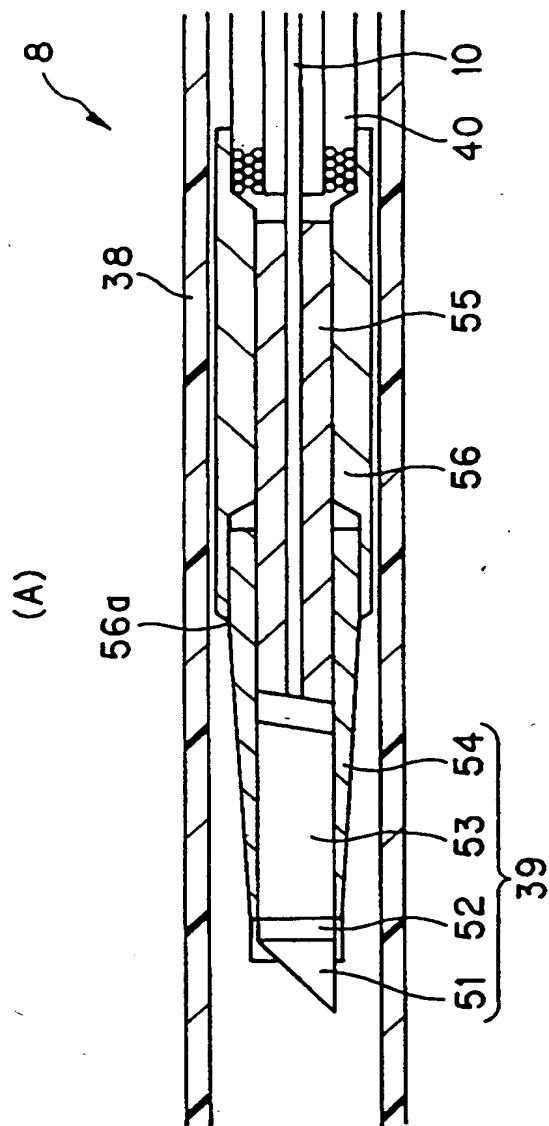
【図5】



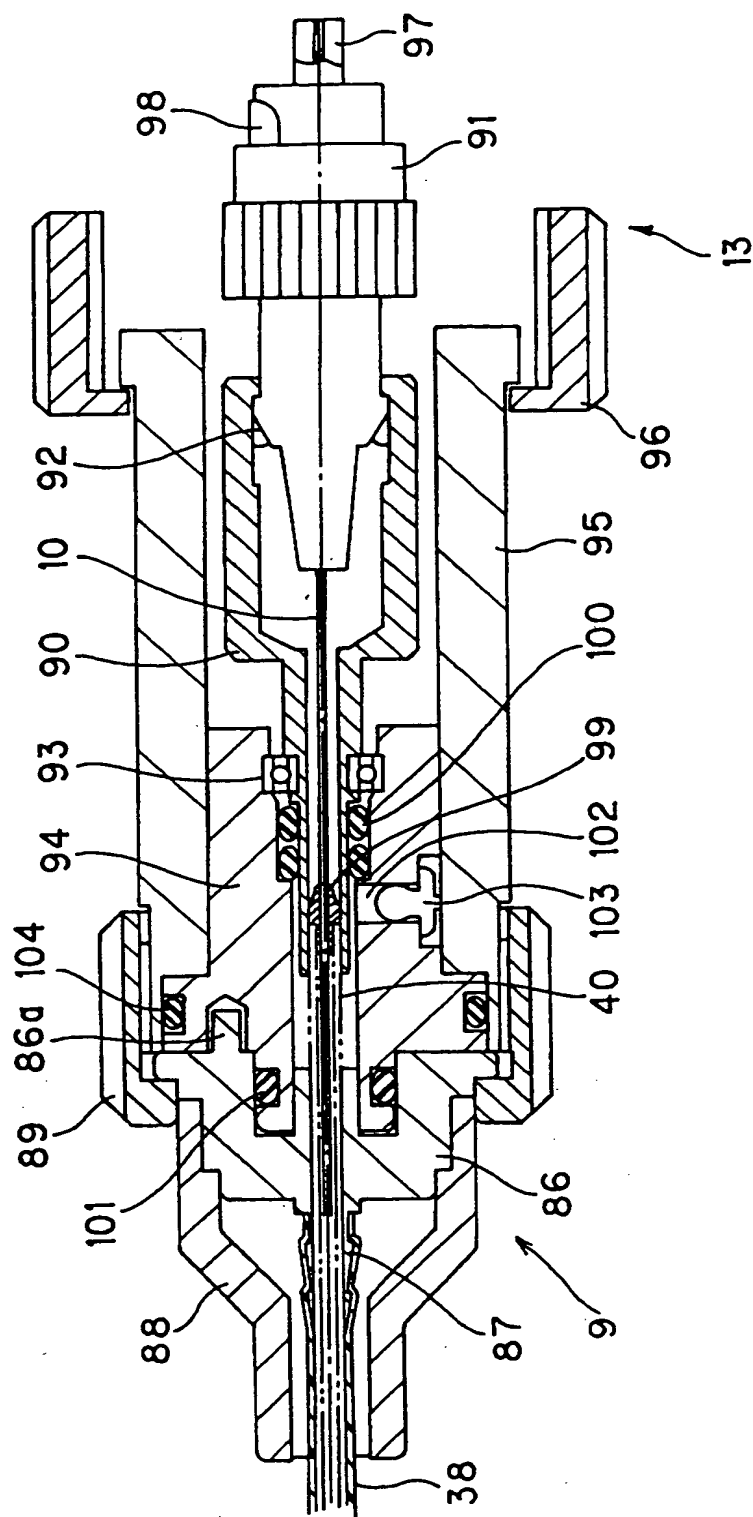
【図 6】



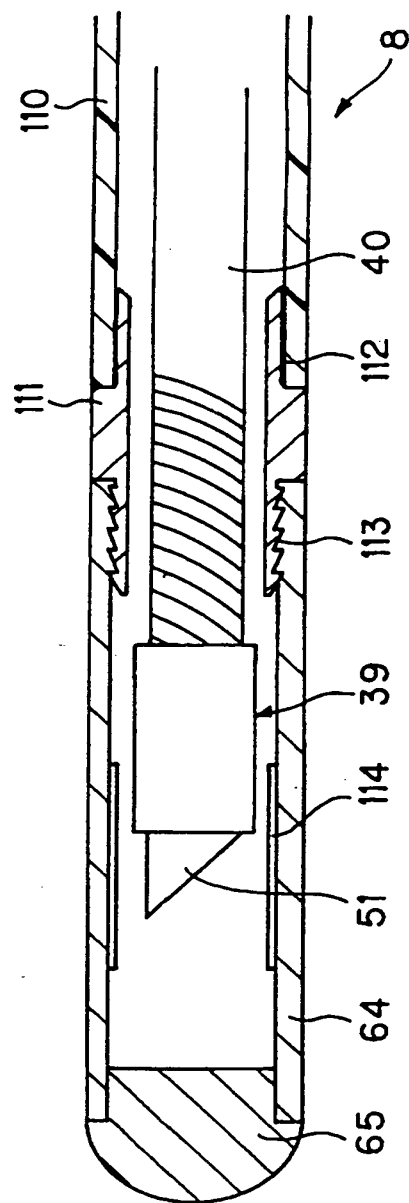
【図7】



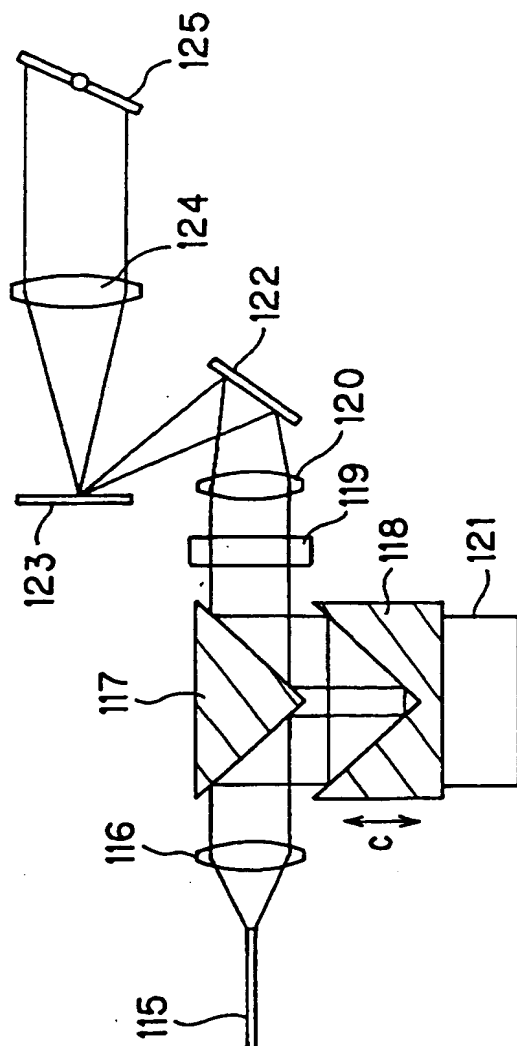
【図8】



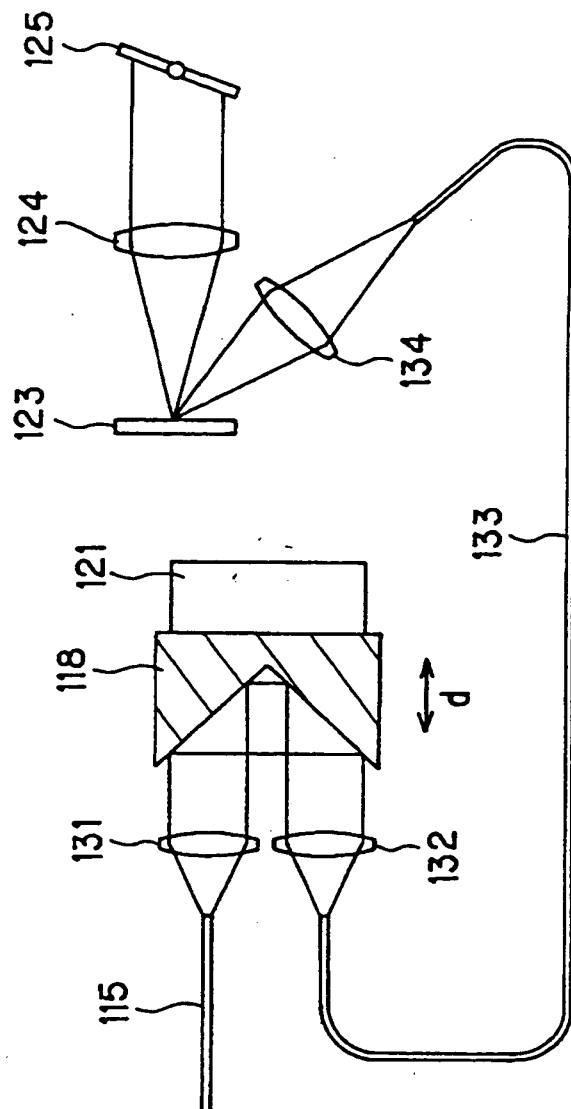
【図9】



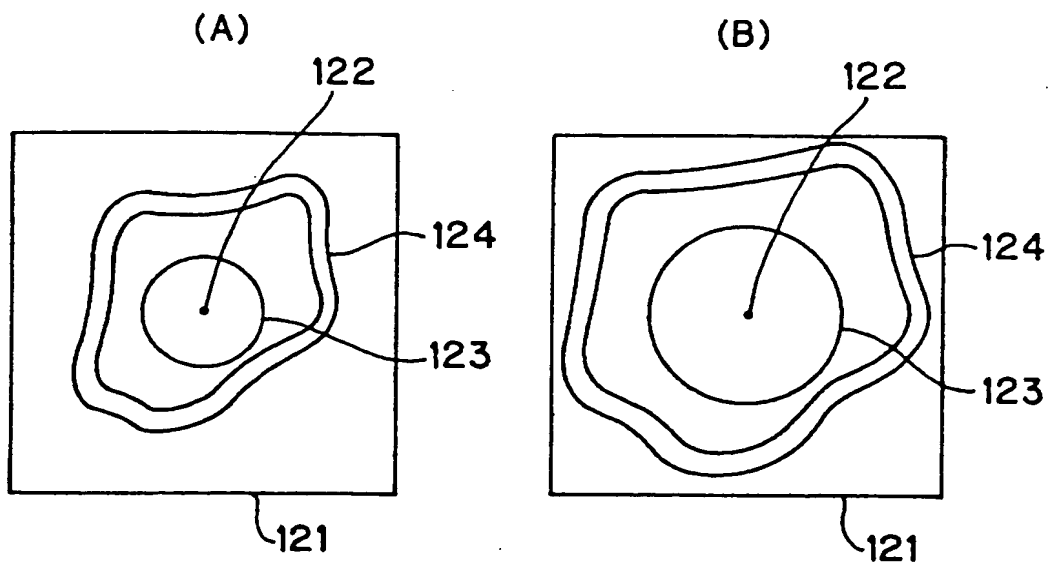
【図10】



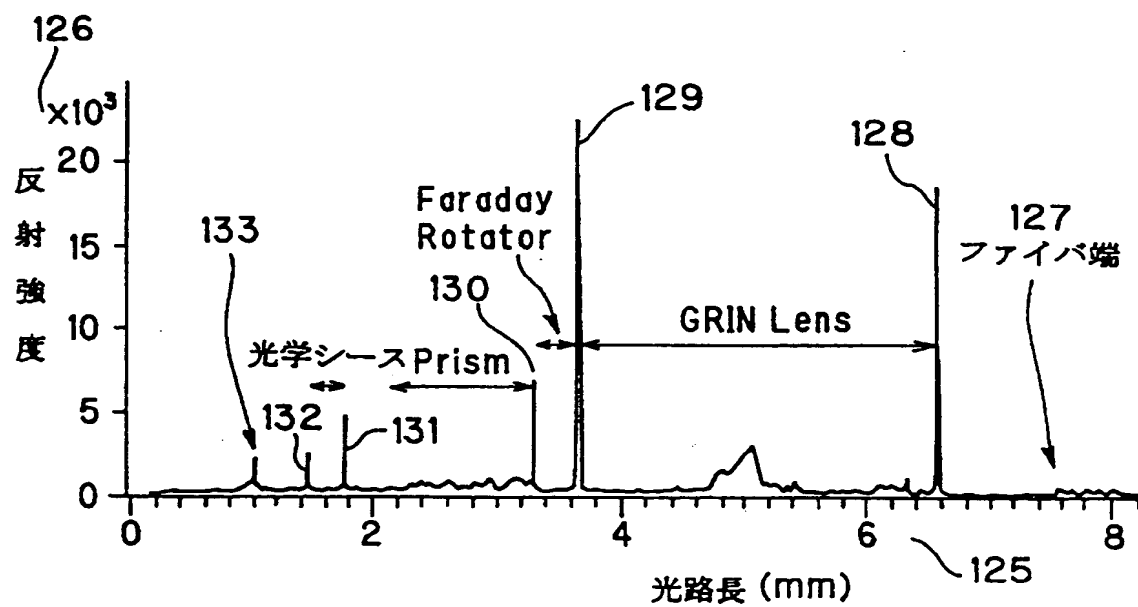
【図11】



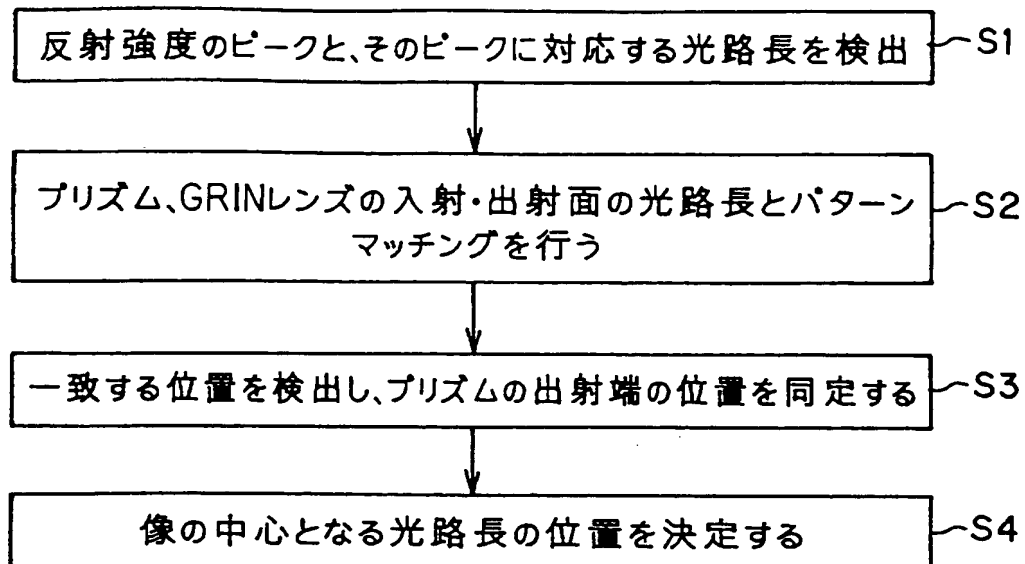
【図12】



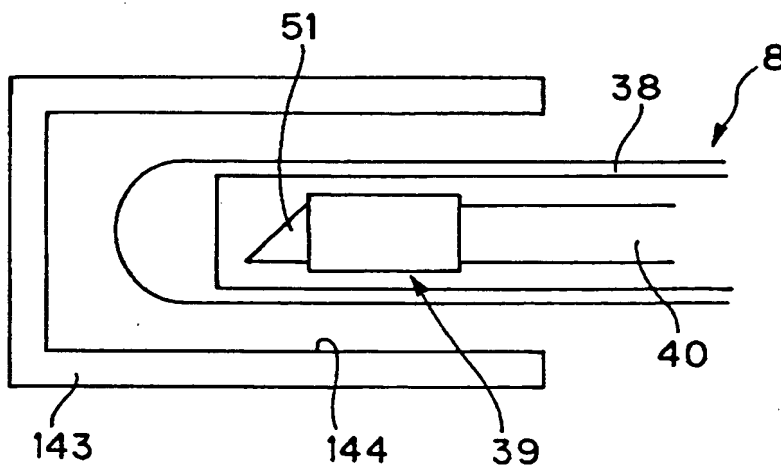
【図13】



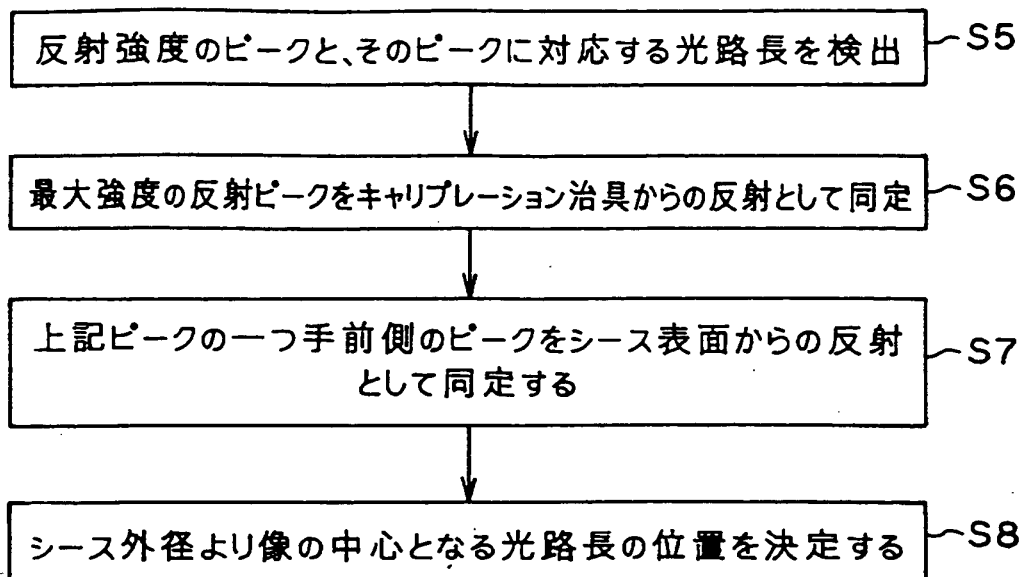
【図14】



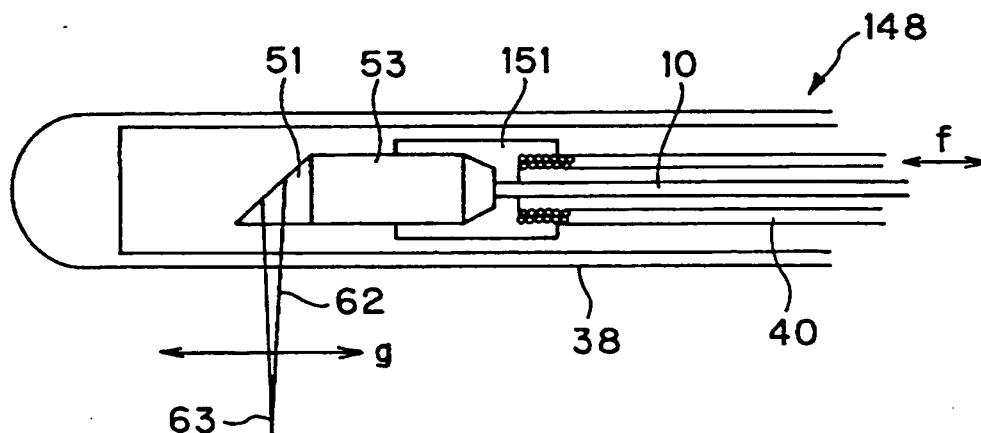
【図15】



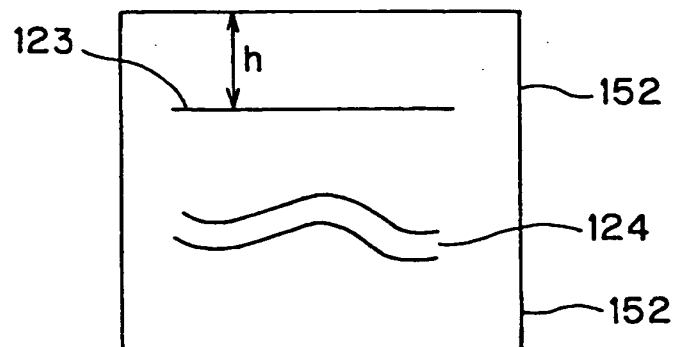
【図16】



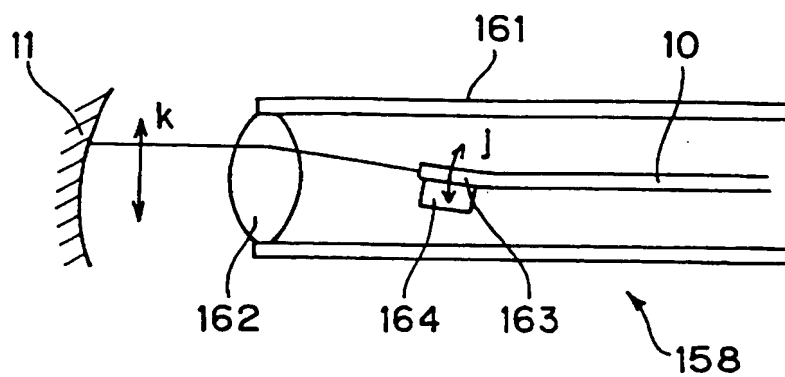
【図17】



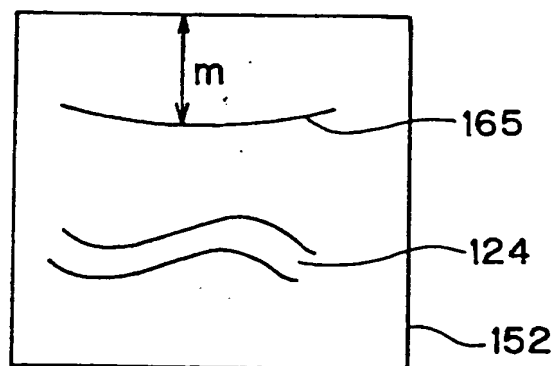
【図18】



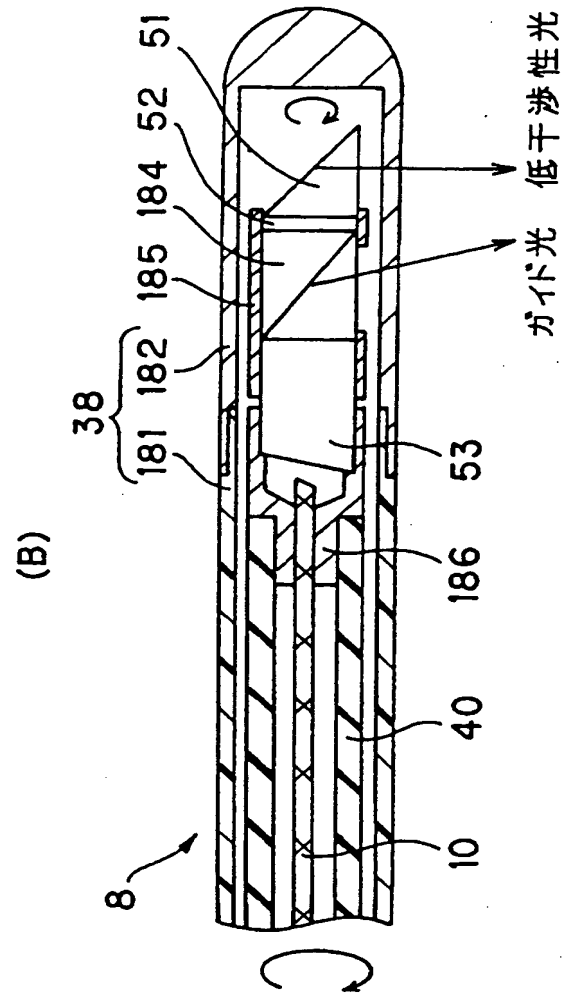
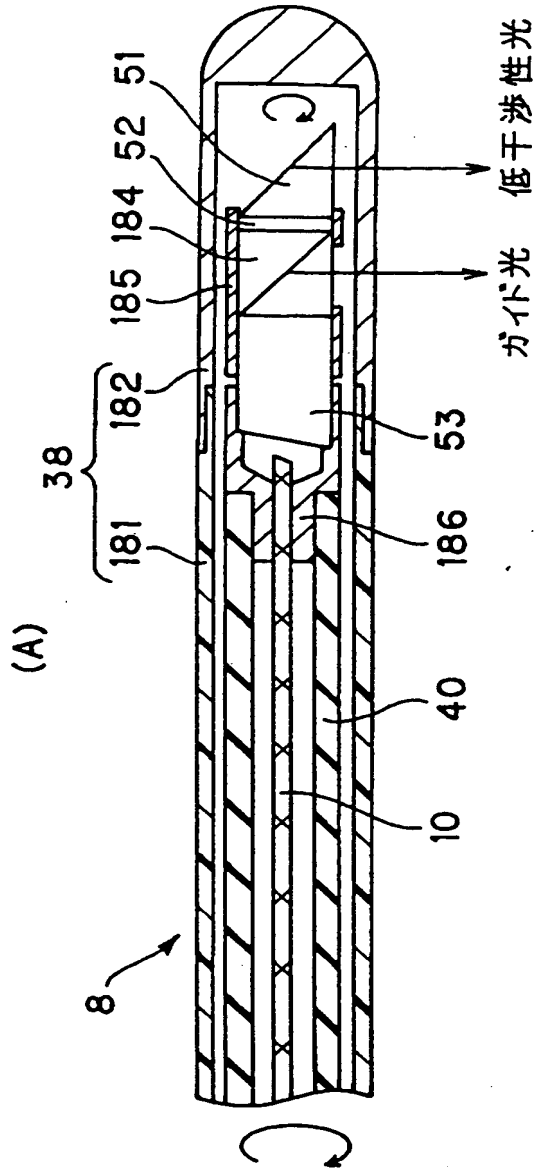
【図 1 9】



【図 2 0】



【図22】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 シースの内側が傷ついた場合にも、シース部分を交換することにより再び観察像を得るのに使用できる光走査プローブ装置を提供する。

【解決手段】 光走査プローブの光学シース38内に挿通されるフレキシブルシャフト40の内側には第4のシングルモードファイバ10が配置され、この光学シース38の基端側のコネクタ部9は観測装置の回転駆動装置13に着脱自在であると共に、光学シース38の基端はシース止め86の前面に突設した口金部87に着脱自在で接続する構造にして、光学シース38の内面に傷が付いても、光学シース38部分を取り外して交換することにより、再び光走査プローブ8を使用できるようにした。

【選択図】 図8

[Document Name] Patent Application

[Serial No.] 98P01578

[Filed] September 21, 1998

[Attention] Director of Patent Office

[International Patent Class] A61B 1/00

A61B 10/00

[Title of Invention] Optical Scanning Probe Unit

[Number of Claims] 1

[Inventor]

[Address or domicile] Olympus Optical Co., Ltd., 43-2, 2-chome, Hatagaya, Shibuya-ku,
Tokyo

[Name] Akihiro Horii

[Inventor]

[Address or domicile] Olympus Optical Co., Ltd., 43-2, 2-chome, Hatagaya, Shibuya-ku,
Tokyo

[Name] Hitoshi Ueno

[Inventor]

[Address or domicile] Olympus Optical Co., Ltd., 43-2, 2-chome, Hatagaya, Shibuya-ku,
Tokyo

[Name] Shuhei Iizuka

[Applicant]

[ID No.] 000000376

[Address or domicile] 43-2, 2-chome, Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo

[Name] Olympus Optical Co., Ltd.

[Representative] Masahiro Kishimoto

[Agent]

[ID No.] 100076233

[Patent Agent]

[Name] Susumu Itoh

[Description of Fee]

[Deposit Account No.] 013387

[Amount Paid] 21000

[Inventory of Submission]

[Article Name] Specification 1 copy

[Article Name] Drawing 1 copy



[Article Name] Abstract 1 copy
[General Power of Attorney No.] 9101363
[Necessity of proof] Required

[Document Name] Specification

[Title of Invention] Optical Scanning Probe Unit

[Scope of Claims]

[1] An optical scanning probe unit for optical imaging instruments, which forms tomographic images of an object by irradiating low-coherent light on the object and collecting data of light scattered from the object comprising:

a sheath comprising a resin tube having flexibility throughout most of the length and having its tip end formed of material with high light permeability, and

optical emitter and receiver provided inside said tip end formed of material with high light permeability for emitting the light toward the sheath inside, irradiating the permeated light on the object located outside the sheath, and receiving the light reflected, scattered, or excited from the object via the sheath,

wherein at least the part provided with said optical emitter and receiver on the sheath is replaceable.

[Detailed Description of Invention]

[0001]

[Technical Background]

The present invention relates to an optical scanning probe unit for forming tomographic images of an object by irradiating low-coherent light on the object and collecting data of light scattered from the object.

[0002]

[Prior Arts]

Coherent-type OCT's (Optical Coherence Tomography) for obtaining tomographic images of an object using low-coherent light have been developed in recent years as an instrument for obtaining optical data inside tissues for diagnosis of living tissues, and one of such devices was disclosed in Patent Laid Open to Public Inspection No. 6-511312.

[0003]

Patent Laid Open to Public Inspection No. 6-511312 disclosed an optical scanning probe unit (hereinafter simply referred to as the 'optical probe' or the 'probe'), which is provided with an outer tubular sheath for insertion into a body cavity and a rotary tube incorporating optical fiber and optical element in it.

[0004]

Cleaning and sterilization required in use within a body cavity, however, cannot be conducted since no means for attaching and detaching the probe is provided in the disclosure. In addition, the optical element such as a prism at the tip end, which is

exposed against the outer sheath during rotation, may damage the living body.

[0005]

On the other hand, Patent Application No. 9-313924 disclosed a detachable OCT optical probe. The probe is provided with a detachable connector part, and a transparent sheath is employed to cover and seal up to the optical element such as the prism at the tip end.

[0006]

[Problems to Be Solved by Present Invention]

The prior art suffers from problems that when the endoscope with the probe inserted through its insertion opening is inserted into a body cavity or when the probe is bent, the rotating support for the optical element at the tip end comes into contact with the interior of the outer sheath and damages the interior, that optical characteristics of the outer sheath are degraded by irregular reflection of lights at the damaged portion, and that the observation quality is deteriorated as the OCT irradiation light emitted by the optical element and observation light reflected by the living body are shielded.

[0007]

Even when the damage on the sheath does not coincide with the irradiation or observation light position, the damage appears at the location of observation light since the rotary sheath reciprocates against the outer sheath because of the bending shape of the probe.

[0008]

(Objects of Invention)

Under such circumstances, it is an object of the present invention to provide an optical scanning probe which can obtain observation images using the same optical scanning probe by replacing the sheath without using a second optical scanning probe even when the sheath interior becomes damaged.

[0009]

[Means for Solving Problems]

The means for solving problems is an optical scanning probe for optical imaging instruments, which forms tomographic images of an object by irradiating low-coherent light on the object and collecting data of light scattered from the object comprising a sheath comprising a resin tube having flexibility throughout most of the length and having its tip end formed of material with high light permeability, and optical emitter and receiver provided inside said tip end formed of material with high light permeability for emitting the light toward the sheath inside, irradiating the permeated light on the object located outside the sheath, and receiving the light reflected,

scattered, or excited from the object via the sheath, wherein when the sheath interior becomes damaged, the damaged sheath alone may be replaced for continuous observation by making at least the part provided with said optical emitter and receiver on the sheath to be replaceable.

[0010]

[Embodiments]

The embodiments of the present invention are described by using the reference drawings.

(First embodiment)

Figs. 1 through 8 relate to the first embodiment of the present invention. Fig. 1 illustrates an overall construction of the optical imaging instrument provided with the optical scanning probe unit in accordance with the first embodiment of the present invention. Fig. 2 illustrates an endoscope through which the optical scanning probe unit is inserted. Fig. 3 illustrates the structure of the optical scanning probe unit and the rotation drive unit. Fig. 4 illustrates the structure of the optical scanning apparatus at the tip end side. Fig. 5 illustrates the structure of the optical scanning probe unit differing from that of Fig. 4. Figs. 6 and 7 illustrate yet other structures of the optical scanning probe unit at the tip end side. Fig. 8 illustrates the detailed structure of the connector unit.

[0011]

One of the objects of the embodiment is to provide an optical scanning probe unit which enables observation even when the interior of the outer sheath is damaged by making the sheath replaceable.

It is also an object of the embodiment to provide an optical scanning probe unit whose outer sheath is resistant to damage by providing the retainer part of the optical element with a bending face part.

[0012]

It is also an object of the embodiment to provide an optical scanning probe unit which attenuates reflection of the inner surface of the outer sheath and prevents ghost by filling and sealing index matching water within the internal opening of the outer sheath.

It is also an object of the embodiment to provide an optical scanning probe unit which attenuates reflection of the inner surface of the outer sheath and minimizes influence of irregular reflection caused by any damage by filling and sealing index matching water within the internal opening of the outer sheath.

[0013]

It is also an object of the embodiment to provide an optical scanning probe unit which enables filling and sealing of index matching water after detachment or attachment by providing the detachment and attachment unit of the sheath with a water-tight seal and by providing the connector unit with a water inlet for pouring the index matching water.

It is also an object of the embodiment to provide an optical scanning probe which shortens the length of rigid part by providing a joint of the rotary tube within the length of the optical fiber connecting member.

[0014]

The optical imaging instrument (or optical tomography imaging apparatus) 1A shown in Fig. 1 is equipped with a low-coherent light source 2 such as ultra-high intensity light emitting diode (hereinafter abbreviated as the SLD) in an observation unit 27. The low-coherent light source 2 is characterized by emission of low-coherent light showing coherence within short distance range with wavelength of 1300 nm and coherent distance of approx. 17 μ m, for example. In short, it is the property that when the light beam is divided to two and blended again, and when the difference between two optical path lengths from the branch to the blending point is relatively short and approx. 17 μ m, it is detected as coherent light, and that when the optical path length is larger, it is detected as non-coherent light.

[0015]

The light from the low-coherent light source 2 enters an end of the first single mode fiber 3 and is transmitted to the other end face (tip end surface) side. The first single mode fiber 3 is optically jointed with the second single mode fiber 5 by an optical coupler unit 4 in the middle. Therefore, the light is branched by the optical coupler unit 4 into two.

[0016]

An optical rotary joint 6 for joining transmissible lights with the non-rotary and rotary units is inserted at the tip end side (from the optical coupler unit 4) of the first single mode fiber 3, and a connector unit 9 of the optical scanning probe unit 8 in accordance with the first embodiment (hereinafter referring to as the 'optical scanning probe' or the 'optical probe') is detachably connected to the tip end of the third single mode fiber 7 in the optical rotary joint 6 so that light from the low-coherent light source 2 is transmitted to the fourth single mode fiber 10, which is inserted through the optical scanning probe 8 and driven to rotate.

[0017]

The transmitted light is irradiated from the tip end side of the optical scanning probe 8

to the living tissue 11 side, which is an object, while scanning. A part of reflected light scattered on or in the living tissue 11 is taken in and returns via the opposite optical path to the first single mode fiber 3, and a part of the returned light is transmitted to the second single mode fiber 5 by the optical coupler unit 4 and enters an end of the second single mode fiber 5 into the photo diode 12, for example, as an optical detector. The rotor of the optical rotary joint 6 is rotated by the rotation drive unit 13.

[0018]

The tip end side from the optical coupler 4 of the second single mode fiber 5 is equipped with a variable mechanism 14 for optical path length for altering the optical path length of reference light. The variable mechanism 14 for optical path length is provided with the first optical path length changing means for altering the optical path length at high speed within the scanning range corresponding to the optical length for which the optical scanning probe 8 scans in the depth direction of the living tissue 11 for specified scanning range, and the second optical path length changing means for altering optical path length for length difference between optical scanning probes 8 to offset the length difference when the optical scanning probe 8 is replaced.

[0019]

A grating 16 is attached on the uniaxial stage 18 along with the tip end of the second single mode fiber 5 with the grating 16 facing the tip end, and disposed via a collimator lens 30 movable in the direction designated with the arrow a and lens 15. A galvanometer 19 rotatable by minute angles is attached via a lens 17 corresponding to the grating (or diffraction grating) 16 as the first optical path length changing means, and the galvanometer mirror 19 is rotationally vibrated at high speed by a galvanometer controller 20 as shown with the sign b.

[0020] The galvanometer mirror 19 is to allow the mirror of the galvanometer to reflect and to apply an AC drive signal to the galvanometer to vibrate the mirror attached on its movable part in rotational direction and at high speed.

In short, in the optical scanning probe unit 8, the galvanometer controller 20 transmits a drive signal to the galvanometer in order for high-speed scanning for specified distance in the depth direction of the living tissue 11, and the signal drives the mirror to vibrate in the rotational direction and at high speed as shown with the sign b.

[0021]

The optical path length of the light, emitted from the end surface of the second single mode fiber 5 by the rotational vibration, and reflected by the galvanometer mirror 19 to return, varies according to the scanning range of the specified length scanned in the depth direction of the living tissue 11.

In other words, the galvanometer mirror 19 constitutes the first optical path length changing means for obtaining tomographic images in the depth direction. The optical path length changing means using the galvanometer mirror 19 is disclosed in SCIENCE Vol. 276, 1997, pp. 2037-2039.

[0022]

The second single mode fiber 5 and collimator lens 30 are provided on the uniaxial stage 18 movable in the optical axis direction as shown with the sign a, serving as the second optical path length changing means.

The second single mode fiber 5 is provided with a fiber loop 29 for adjusting plane of polarization in order to eliminate the influence on double refraction caused by fiber bending in the entire coherence system comprising fibers and in the optical scanning probe 8.

[0023]

On the other hand, the uniaxial stage 18 constitutes the second optical path length changing means for the optical scanning probe 8 in case of replacement of the optical scanning probe 8, the second optical path length changing means having a variable range of optical path length for offsetting the difference in optical path length of the optical scanning probes 8 replaced. In addition, it is provided with adjustment means for adjusting offset for imaging from the desired location (or the surface position on the living tissue 11 set to coherent state by changing the optical path length by the uniaxial stage 18 even when the tip end of the optical scanning probe 8 does not adhere to the surface of the living tissue) in order to obtain images in the depth direction beyond the optical path length by the galvanometer mirror 19.

[0024]

The uniaxial stage 18, provided with a motor for moving the stage, applies a drive signal from a position controller 21 to the motor, and moves in the direction designated with the sign a.

The light with its optical path length altered by the variable mechanism 14 for the optical path length is mixed at the coupler unit 4 in the middle of the second single mode fiber 5 with light leaked from the first single mode fiber 3, and the mixed light is received by the photo diode 12.

[0025]

The second single mode fiber 5 is set so that the optical path length from the optical coupler unit 4 via the fourth single mode fiber 9 to the tip end of the optical scanning probe 8 and the living tissue 11 substantially equals to the optical path length of the light transmitted via the second single mode fiber 5 and reflected on the galvanometer

mirror 19 on the uniaxial stage 18 with the uniaxial stage 18 set in the vicinity of the middle position of the variable range.

[0026]

The difference in length of the respective optical scanning probes 8 is offset by variably setting the position of the uniaxial stage 18 according to the optical scanning probe 8 actually connected and used, and the optical path length on the reference light side is cyclically altered by rotationally vibrating or merely vibrating the galvanometer mirror 19 at high speed so that the reference light is interfered with the reflected light at the depth of the living tissue 11 having the same value as the optical path length. The reflected light at other depths becomes non-coherent.

[0027]

The signal photo-electrically converted by said photo diode 12 is amplified by the amplifier 22 and entered to the demodulator 23. The demodulator 23 extracts only the signal of the interfered light for demodulation, and the output is entered via the A/D converter 24 to the computer 25. The computer 25 generates image data corresponding to the tomographic images, outputs it to the monitor 26, and displays an OCT image 26a on the screen.

The computer 25, connected to the position controller 21, controls the position of the uniaxial stage 18 via the position controller 2. The computer 25, also connected to the video synchronization circuit 28, stores tomographic image data in the internal memory by synchronizing the video synchronous signal on imaging.

[0028]

The video synchronous signals of the video synchronization circuit 28 are respectively transmitted to the galvanometer controller 20, which in turn outputs a drive signal in the cycle synchronous to the video synchronous signal (or more specifically, the first high-speed video synchronous signal of high-speed and low-speed video synchronous signals), and to the rotation drive unit 13, which in turn outputs a drive signal synchronous to the first video synchronous signal in the cycle synchronous to the video synchronous signal (or more specifically, the second low-speed video synchronous signal) and scans the light in the circumferential direction by rotation of the rotation drive unit 13.

[0029]

The optical scanning probe 8 in accordance with the first embodiment may be inserted from the forceps inlet 32 of the endoscope 31 via the forceps channel to project the tip end of the optical scanning probe 8 from the tip opening as shown in Fig. 2.

The endoscope has a thin and flexible insertion unit 33 for facilitating insertion into a

body cavity, and a wide operation unit 34 is provided at the rear end of the insertion unit 33. A forceps inlet 32 is provided in the vicinity of the rear end of the insertion unit 33 and is in communication with the forceps channel in the interior.

[0030]

A light guide not shown in the figure is inserted through the insertion unit 33, and the incident side of the light guide is connected to the light source for transmitting illumination light to emit from an illumination window provided at tip end of the insertion unit 33, and illuminating the affected part or the like. An observation window is provided adjacent to the illumination window and equipped with an objective optical system for enabling observation of the illuminated affected part with the optical system. With observation using the observation optical system at the tip end of the endoscope 31, low-coherent light is irradiated from the optical scanning probe 8 on the living tissue 11 of the affected or the target part in order to obtain tomographic image data inside the living tissue 11 and to display the OCT image 26a on the screen of the monitor 26.

[0031]

The bending part 35 and (endoscope's) tip end unit 36 are provided at the tip end of the insertion unit 33. In inserting the optical scanning probe 8 via the bending part 35, or in projecting the tip end 37 of the optical scanning probe 8 from the endoscope tip end unit 36 to come to contact with the living tissue 11, the tip end unit 36 of the optical scanning probe bends with small bending radius as shown in Fig. 2.

[0032]

Fig. 3 schematically shows the optical scanning probe 8 and rotation drive unit 13.

As shown in Fig. 3, the optical scanning probe 8 comprises an optical sheath 38 comprising a thin, cannular resin tube, a connector unit 9 for connecting the sheath 38 to the rotation drive unit 13, a flexible shaft 40 provided inside the optical sheath 38 for free rotation and for transmitting the rotational force, a fourth single mode fiber 10 provided in an internal opening of the flexible shaft 40, a lens unit 39 connected to the tip end of the flexible shaft 40, a rotation transmission connector 42 connected to the rear end of the flexible shaft 40, and an optical connector 41 connected to the rear end of the fourth single mode fiber 10.

[0033]

The rotation drive unit 13, to which the rear end of the optical scanning probe is connected, possesses a hollow rotary shaft 43 and an optical rotary joint 6 connected to the rear end of the rotary shaft 43. An optical connector 41 is provided at the tip end of the rotary shaft 43, and the optical connector 41 and the optical rotary joint 6 are

connected by the third single mode fiber 7 disposed in the hollow part of the rotary shaft 43.

[0034]

The rotation drive unit 13 has a motor for rotating the rotary shaft 43 and an encoder 45 for detecting rotation of the rotary shaft 43, and a belt 46 runs around the motor pulley 44a attached on the rotary shaft of the motor 44, the encoder pulley 45a attached on the rotary shaft of the encoder pulley 45a, and the rotary shaft 43.

Furthermore, the motor 44 and the encoder 45 are connected to the rotary drive controller 48.

[0035]

The action of the rotation drive unit 13 is first described below. The rotation of the motor 44 is transmitted to the motor pulley 44a and to the rotary shaft 43 and the encoder pulley 45a via the belt 46. The encoder 45 detects the rotation speed of the rotary shaft 43 and controls the drive current of the motor 44 using the rotary drive controller 48 so that the rotation speed reaches the specified level, thereby rotating the rotary shaft 43 constantly at specified speed. The rotation angle of the rotary shaft 43 is also detected by the encoder 45, and a signal 49 is transmitted via the rotary drive controller 48 to the video synchronization circuit 28.

[0036]

The signal 49 comprises a phase-A signal 49a, in which a full turn is divided by 256 pulses, a phase-B signal 49b with phasal difference of 45 degrees from the phase A, and a full-turn signal 49c, in which a pulse exists for a full turn.

[0037]

The action of the optical scanning probe 8 is now described below. The light transmitted by the third single mode fiber 7 is fed by the optical connector 41 to the fourth single mode fiber 10. The rotation of the rotary shaft 43 is transmitted via the rotation transmission connector 42 to the flexible shaft 40.

[0038]

The light transmitted to the fourth single mode fiber 10 is fed to the lens unit 39 and emitted via the optical sheath 38 to the outside as examination light. The light reflected by the living tissue returns to the optical sheath 38 and is transmitted back to the fourth single mode fiber 10. Since the tip end of the flexible shaft 40 is connected to the lens unit 39, the flexible shaft 40, lens unit 39, and the fourth single mode fiber 10 rotate altogether.

The rear end side of the optical sheath 38 is structured to be detachably connected to the mouthpiece 87 provided on the sheath stopper 86 as hereinafter described in

reference to Fig. 8.

[0039]

Fig. 4 (A) shows the structure of the optical scanning probe 8 in detail. The optical sheath 38 comprises a flexible resin tube 50a and a tip end member 50b comprising the same resin for closing the tip end opening of the resin tube 50a, said resin tube 50a and said tip end member 50b being joined by thermal welding, for example.

The lens unit 39 comprises a prism 51 for altering the emission direction of the low-coherent light, a Faraday rotator (or Faraday rotor) 52 rotating on the plane of polarization of the low-coherent light, a converging GRIN lens 53, and a lens frame 54 for holding these parts. The fourth single mode fiber 10 is attached to the ferrule 55 with adhesive 57 at the rear end of the ferrule 55.

[0040]

The lens unit 39, ferrule 55, and flexible shaft 40 are connected by a hollow tie member 56. The tip end of the flexible shaft 40 is inserted into the tie member 56 and adhered with adhesive 58 for fixed connection.

[0041]

The low-coherent light transmitted along the center axis O of the fourth single mode fiber 10 is emitted from the fiber end 10a at its tip end, entered the oppositely-disposed GRIN lens 53, converged by the GRIN lens 53, fed through the Faraday rotator 52, bent by right angle by the prism 51, transmitted through the sheath 50a to become an observation beam 62, and converged at the focus 63.

[0042]

The tip end side of the optical sheath 38, or more specifically the resin tube 50a facing the prism 51, is formed of material with high optical permeability to permeate low-coherent light.

[0043]

The position of the focus 63 at distance 59 from the outer surface of the sheath 50a may be altered by changing the distance between the fiber end 10a at the tip end of the fourth single mode fiber 10 and the GRIN lens 53 (or by changing the value of the distance 59). Since the tie member 56 and the lens frame 54 rotate relative to the sheath 50 by the rotation of the flexible shaft 40, the lens frame corner 54a may frequently hit against the sheath inner surface 73 and cause damage.

[0044]

Since the total length of the flexible shaft 40 varies according to the insertion shape of the optical scanning probe 8, damage caused in contact between the lens frame corner 54a and the sheath inner surface 73 may cross the observation beam 62, thus hindering

proper observation.

In this case, the optical sheath 38 is replaced with a new optical sheath 38 to obtain proper observation images in Fig. 4 (A).

[0045]

Fig. 4 (B) shows another structure of the tip end unit. The optical sheath 38 comprises a flexible nylon tube 64 and an end cap 65 for closing the tip-end opening of the nylon tube 64, both of which are joined with adhesive agent. The nylon tube 64 has optical permeability at least at the tip end side.

[0046]

A rounded cap 66 is connected to the tip end side of the lens frame 55 of the lens unit 39. The rounded cap 66 is provided with an opening 67 for permeating the observation beam 62. Since the lens frame 55 comes into contact with the sheath inner surface 73 at the round part 72 of the rounded cap 66, the sheath inner surface 73 is resistant against damage by the rounded cap 66 during its rotation.

[0047]

The optical scanning probe 8 is provided with a lens frame 54 constituting a lens unit 39 having specified optical path length with the tie member 56 via an space tube 68.

[0048]

The ferrule 55 of Fig. 4 (A) is replaced by a stepped ferrule 60 in Fig. 4 (B). The stepped ferrule 60 has at its rear end side a stepped part 70 with smaller diameter by grinding its periphery as steps, and the external diameter of the stepped part 70 is smaller than the internal diameter of the flexible shaft 40. The stepped part 70 is inserted into the tip end part of the flexible shaft 40 and fixedly attached to the flexible shaft 40 with the fourth single mode fiber 10 using an adhesive filler 71.

[0049]

By this structure, the adhesion length is sufficient for the stepped ferrule 60 and the fourth single mode fiber 10, and the adhered part between the flexible shaft 40 and the tie member 56 is provided within the range of the length of the stepped ferrule 60, thus shortening the length of the rigid part at the tip end part.

[0050]

The distance L between the rounded cap 66 and the end cap 65 is spared as margin for thermal expansion or shrinkage of the nylon tube 64 and optical sheath 38 and for relative movement of the flexible shaft 40 and the optical sheath 38 due to bending, and is usually required to be approx. 8 mm, which may vary depending on the material of the optical sheath 38.

[0051]

Fig. 5 (A) shows yet another structure. Index matching water 77 with the refractive index substantially same as that of the nylon tube 64 forming (the optical window of) the optical sheath 38 is filled in the internal opening 76 between the optical sheath 38 and the lens unit 39.

The rounded cap 66 attached on the tip end side of the lens frame 54 is provided with openings 66a and 66b for permeating the observation beam 62 and for feeding index matching water 77.

[0052]

Since the reflection surface 148 of the prism 51 comes into direct contact with the index matching water 77, the refractive index of the prism material and the matching water 77 is similar, and total reflection does not occur. Therefore, the reflection surface 51a is provided with a reflection coating layer such as aluminum coating and dielectric multi-layer coating for causing total reflection.

[0053]

In Fig. 5 (A), the stepped ferrule 60 of Fig. 4 (B) is replaced by a stainless steel pipe 78. A fiber core 79 and jacket 80 constituting the fourth single mode fiber 10 are inserted through the internal opening of the stainless steel pipe, and the jacket 80 is adhered at the joint unit 84. The tip end of the stainless steel pipe 78 is ground to be flat or spherical.

[0054]

Glass material 81 is filled between the lens unit 39 and the stainless steel pipe 78. The tie member 56 is provided with a ventilation hole 84 for draining air during insertion of the lens unit into the vicinity of the glass material 81 and the joint unit 82.

[0055]

Reflection of the inner surface of the optical sheath 38 is attenuated by filling the index matching water 77 in the internal opening 76 between the optical sheath 38 and the lens unit 39, thus preventing ghost caused by multiple reflection with reflection similarly occurred outside the optical sheath 38.

[0056]

Since reflection on the inner surface of the optical sheath 38 is attenuated, even when the inner surface of the optical sheath 38 is damaged, influence of irregular reflection due to the damage may be minimized.

[0057]

Fig. 6 (A) shows the structure made by adding a resin cap 85 to the structure of Fig. 4 (A).

The resin cap 85 is monolithically formed with the lens frame 54 and the prism 51, and

is provided with an opening 85a in the outgoing direction of the observation beam 62 of the prism 51 as shown in the cross-sectional view of Fig. 6 (B) taken from the line A-A' of Fig. 6 (A).

Since the resin cap 85 is provided with a round part similar to that of the rounded cap 66, it has the same effect of no damage to the sheath inner surface as in Fig. 4 (B) and Fig. 5 (A).

[0058]

Fig. 7 (A) shows another method for preventing damage to the sheath. Based on the structure shown in Fig. 4 (A), the end unit 56a of the joint with the lens frame 54, which may probably damage the sheath inner surface, is disposed away from the light emission/receiving unit.

[0059]

The periphery of the lens frame 54 is tapered at the tip end side with smaller diameter than the rear end side, and is provided with the prism 51 or the like at the tip end side. Even when the lens unit 39 moves relative to the optical sheath 38, and even if a damage is caused on the tip end 56a of the tie member 56, the light emission/receiving unit does not reach the damaged position, thus having no influence on light communication.

[0060]

Fig. 7 (B) shows yet another method. The sheath 38 in the structure of Fig. 4 (A) comprises a transparent sheath 74 having an abutment 74a facing the front end 56a of the tie member 56 with clearance, and a sheath 75 on the base side having an abutment 75b facing the rear end 56b of the tie member 56 with clearance.

[0061]

While the tie member 56 is freely rotatable in the Fig. 4 (A) structure, it is restricted by the abutments 74a and 75b in this structure, damage on the sheath interior caused by the front end 56a of the tie member 56 and the corner 54a of the lens frame 54 does not appear on the optical emission/receiving unit.

[0062]

Fig. 8 shows the structure of the connector 9 in detail.

The optical sheath 38 is detachably mounted on the mouthpiece 87 having a conical projection provided on the front face of the sheath stopper 86. The sheath stopper 86 is provided with a bending stopper 88, which is adapted to cover the rear (or base) end of the optical sheath 38.

[0063]

The flexible shaft 40 projecting from the rear end of the optical sheath 38 is attached to

the connector stopper 90. The connector stopper 90 is joined to the optical connector 91 with a joint part 92.

[0064]

The connector stopper 90 is rotatably held by the bearing stand 94 via the bearing 93. The bearing stand 94 is attached to the rotation drive unit 13 by the case 95 and the securing ring 69.

[0065]

The rear end surface of the sheath stopper 86 is pressed against the front end surface of the bearing stand 94, and the sheath stopper 86 is detachably fixed to the case 95 with the set screw 89.

In this construction, a projection for stopping rotation 86a provided on the end surface of the sheath stopper 86 is fitted within the recess provided on the end surface of the bearing stand 94 so that the sheath stopper 86 does not unnecessarily rotate.

[0066]

In addition, the optical connector 91 is equipped with a ferrule 97 for connecting the fourth single mode fiber 10 with the rotation drive unit 13 and a detent 98 for determining the connection orientation of the optical connector 91.

Rotation of the optical connector 91 rotates the connector stopper 90 and transmits the rotation to the flexible shaft 40. The connector stopper 90, the flexible shaft 40, and the single mode fiber 10 are joined by a water-tight joint 99 to maintain proper water-tightness.

[0067]

An O-ring 100 is provided as a water-tight seal between the connector stopper 90 and the bearing stand 94. Another O-ring 101 serving as a water-tight seal is also provided between the sheath stopper 86 and the bearing stand 94.

These water-tight seals prevent leakage of index matching water from space between the optical sheath 38 and the flexible shaft 40 and properly inject the index matching water via the inlet 102 provided on the bearing stand 94.

[0068]

Water entering through the flexible shaft 40 does not leak out. The inlet is usually closed with an inlet cover 103.

An O-ring is also provided between the bearing stand 94 and the case 95 for maintaining proper water-tightness.

[0069]

Since in accordance with this embodiment, the base end of the optical sheath 38 is detachably connected to the mouthpiece 87 of the sheath stopper 86 as shown in Fig. 8,

in case of any damage to the inner surface of the optical sheath 38, the optical sheath 38 is separated from the mouthpiece 87 to be replaced with a new optical sheath, while other components are uninterruptedly operated to obtain OCT images.

[0070]

(Second Embodiment)

By referring to Fig. 9, the second embodiment in accordance with the present invention is described below. The object of this embodiment is to make the sheath replaceable and enable observation even when the inner surface of the outer sheath is damaged. Only the light permeable part at the tip end of the sheath is made replaceable for cost reduction.

[0071]

The rigid coating is applied to the contact part between the optical element retainer and the sheath inner surface so as to prevent damage due to contact.

The irradiation and observation light permeable unit of the sheath inner surface is provided with reflection prevention coating to attenuate reflection on the sheath inner surface and to prevent ghost.

[0072]

The optical probe 8 shown in Fig. 9 differs from that of the first embodiment in Fig. 4 (B) in that the optical probe 8 in Fig. 9 has the optical sheath 38 connecting the non-permeable (or either of permeable or non-permeable) resin tube 110 and the permeable tube 64 via the connecting tube 111.

[0073]

The connecting tube 111 and the tube 110 are fitted, for example, and joined by the joint 112. A mouthpiece 113 having a conical projection of the connecting tube 111 is inserted in and connected to the rear end of the tube 64.

[0074]

Rigid coating 114 is provided at portions where the lens unit 39 and the prism 51 may come into contact with the tube 54 inside the tube 64, attaining a structure resistance to damage due to contact. Suitable materials for the rigid coating 114 for resin include thin-film ceramics such as titanium nitride. A thin glass tube instead of coating may be used for sealing.

If the sheath inner surface is damaged, the sheath 64 is torn and discarded as the sheath 64 and the connecting tube 111 are not adhered, and a new sheath 64 is mounted to the mouthpiece 113 of the connecting tube 111, thus attaining easy replacement.

[0075]

The reflection prevention coating comprising dielectric multi layers or the like may replace the rigid coating 114 or may be added to the rigid coating 114, thus attenuating the reflection due to refractive index difference between air in the tube 64 and the tube 64, and thus obtaining the same effect as by the index matching water in Fig. 5 (A) in accordance with the first embodiment.

[0076]

Furthermore, ghost due to multiple reflection with reflection on optical elements on the inner surface and the inside may be prevented by providing a reflection prevention coating outside the irradiation and observation light permeable part of the sheath 64, the reflection prevention coating constituting dielectric multi layers or the like corresponding to the medium such as air, sharp water, and living tissue existing outside it, and by providing the reflection prevention coating constituting dielectric multi layers or the like of the tube 64 and medium outside the tube 64.

[0077]

The hereinbefore mentioned objects may be attained by this embodiment.

[0078]

Thus, even when the inner surface of the tube constituting the optical sheath 38 in accordance with the first embodiment is damaged, the tube 64 is made replaceable to enable uninterrupted observation. The light permeable part alone is made replaceable, not the entire sheath, thus attaining cost reduction.

[0079]

Damage due to contact is prevented by providing the rigid coating 114 at the contact part between the optical element retainer and the sheath inner surface.

Furthermore, reflection on the sheath inner surface is attenuated by providing reflection prevention coating at the irradiation and observation light permeable part on the sheath inner surface, thus preventing ghost.

[0080]

(Third Embodiment)

The third embodiment in accordance with the present invention is now described below. The object of this embodiment is to provide an optical imaging apparatus which automatically corrects difference in optical path length in case of replacement of the optical probe and positively obtains tomographic images.

[0081]

Fig. 10 shows the structure of the first optical path length changing means and the second optical path length changing means.

These means correspond to other embodiments of the variable mechanism 14 for the